

DER EINFLUSS VON FERSENDÄMPFUNGSELEMENTEN IN
ARBEITSSCHUTZSCHUHEN AUF DIE
AKTIVIERUNGSSCHARAKTERISTIK DER RUMPF- UND
BEINMUSKULATUR BEIM GEHEN

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Linda Kentner, geb. Mädge
geboren am 21.04.1988 in Berlin**

Gutachter:

- 1. PD Dr. med. Christoph Anders (Universitätsklinikum Jena, Funktionsbereich Motorik)**
- 2. Prof. Dr. med. Frank Richter (Universitätsklinikum Jena, Physiologie I)**
- 3. Prof. Dr. rer. nat. Alwin Luttmann (TU Dortmund, Leibniz-Institut für Arbeitsforschung)**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 16.06.2015

Abkürzungsverzeichnis

A/D	Analog/Digital
ANOVA	Varianzanalyse (engl. analysis of variance)
AU	Arbeitsunfähigkeit
bf	Musculus biceps femoris
BG(R)	Berufsgenossenschaft(-Regel)
bit	binary digit
BMI	Body Mass Index
cm	Zentimeter
DEGAM	Deutsche Gesellschaft für Allgemein- und Familienmedizin
DIN	Deutsches Institut für Normung
e.V.	eingetragener Verein
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
gc	Musculus gastrocnemius medialis
gm	Musculus gluteus medius
Hz	Hertz
ICD-10	Internationale Klassifikation der Krankheiten
ico	Musculus iliocostalis (erector spinae)
J	Joule
kg	Kilogramm
km/h	Kilometer pro Stunde
kN	Kilonewton
li	links
lo	Musculus longissimus (erector spinae)
M.	Musculus
m/s	Meter pro Sekunde
Max	Maximum
mf	Musculus multifidus lumbalis
Min	Minimum
mm	Millimeter
ms	Millisekunde
MUAP	engl. motor unit action potential

MUAPT	engl. motor unit action potential train
mV	Millivolt
MVC	Maximalkraft (engl. maximum voluntary contraction)
N	Newton
o.ä.	oder ähnliches
oe	Musculus obliquus externus
OEMG	Oberflächenelektromyographie
oi	Musculus obliquus internus
oQ	oberes Quartil
ra	Musculus rectus abdominis
re	rechts
rms	root mean square
RZ	Rangzahl
s	Sekunden
SENIAM	Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SIAS	Spina iliaca anterior superior
st	Musculus semitendinosus
ta	Musculus tibialis anterior
ToM	Tower of Measurement
uQ	unteres Quartil
vl	Musculus vastus lateralis
vm	Musculus vastus medialis
WHO	World Health Organisation

Inhaltsverzeichnis

1	Zusammenfassung	1
2	Einleitung	3
2.1	Motivation	3
2.1.1	Rückenschmerzen als sozioökonomisches Problem	3
2.1.2	Ätiologie des Rückenschmerzes	4
2.1.3	Arbeitsplatzbezogener Rückenschmerz	7
2.1.4	Arbeitsschutzschuhe	9
2.1.5	Einfluss verschiedener Dämpfungseigenschaften des Bodens bzw. der Schuhe	10
2.2	EMG	15
2.2.1	Physiologische Grundlagen	18
2.2.2	Ableitung der OEMG- Signale	18
3	Ziele der Arbeit	21
4	Methodik	23
4.1	Probanden	23
4.2	Untersuchungsmaterialien	24
4.3	Untersuchungsmethoden	25
4.3.1	Vorüberlegung	25
4.3.2	Vorbereitung	25
4.3.3	Ablauf	29
4.3.4	Signalableitung	30
4.3.5	Signalverarbeitung	30
4.4	Datenanalyse	32
4.4.1	Auswerteparameter	32
4.4.2	Statistische Auswertung	37
5	Ergebnisse	44
5.1	Statische Daten	44
5.1.1	Einfluss des Alters auf die Muskelaktivität in Ruhe	44
5.1.2	Einfluss der Dämpfung auf die Muskelaktivität im Stehen	49
5.2	Dynamische Daten	53
5.2.1	ANOVA	53
5.2.2	Einfluss des Alters	65
5.2.3	Einfluss der Dämpfung	79

5.2.4	Einfluss der zeitlichen Messposition der Dämpfung.....	86
6	<i>Diskussion</i>.....	91
6.1	Allgemeine Ergebnisse	91
6.2	Diskussion der Hypothesen	93
6.2.1	Die Dämpfungselemente haben keinen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung im Stand	93
6.2.2	Die Dämpfungselemente haben einen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung beim Gehen .	94
6.2.3	Der muskuläre Aufwand ist bei optimaler Fersendämpfung minimal und steigt bei zu starker und zu schwacher Dämpfung an	98
6.2.4	Bei steigender Geschwindigkeit steigen Amplitudenwerte unabhängig von Dämpfung oder Alter an	100
6.2.5	Der Dämpfungsgrad beeinflusst die geschwindigkeits-abhängigen Unterschiede der Muskelaktivität	100
6.2.6	Bei den älteren Probanden ist ein höheres Anstrengungsmaß zu erwarten.....	104
6.2.7	Die Untersuchungsdauer hat keinen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung.....	108
6.3	Methodische Kritikpunkte.....	110
6.3.1	Verwendung eines Laufbandes für die Messung.....	110
6.3.2	Verwendung eines ungewohnten Schuhs	111
6.3.3	Ausblick.....	112
7	<i>Schlussfolgerungen</i>	113
8	<i>Literaturverzeichnis</i>	115
9	<i>Anhang</i>.....	120

1 Zusammenfassung

Acht von zehn Menschen erkranken statistisch gesehen mindestens ein Mal in ihrem Leben an Rückenschmerzen. In den meisten Fällen ist die genaue Ursache nicht eruierbar und Therapiekonzepte wenig erfolgreich. Präventive Maßnahmen sind deshalb besonders sinnvoll, um der Entstehung von Rückenschmerzen vorzubeugen.

In der Vergangenheit konnte gezeigt werden, dass sowohl Dekonditionierung, als auch eine Überlastung des Muskelskelettsystems zu Rückenschmerzen führen kann. In dieser Arbeit geht es um die mögliche Beeinflussung von Auswirkungen körperlich schwerer Arbeit auf harten Industrieböden. Diese Böden führen beim Gehen zu Knochen- und Weichteilvibrationen, die durch eine unbewusste verstärkte Vorspannung der Muskulatur ausgeglichen werden. Der Energiebedarf der Muskulatur steigt, schnelle Ermüdung und dadurch mangelnder Schutz der Gelenke mit Schmerzen können die Folge sein.

Der aktuelle Forschungsstand beschreibt einen Naturboden als optimale Bodendämpfung. Sowohl zu harte, als auch zu weiche Böden sind ungünstig für das muskuloskelettale System. Dementsprechend ist das existierende Konzept sinnvoll, eine individuelle, gewichtsabhängige, austauschbare Fersendämpfung in den, meist obligaten, Arbeitsschutzschuh zu integrieren, um für jeden Arbeitnehmer die optimale Dämpfung zu gewährleisten.

Es ist das Ziel dieser Untersuchung, einen möglichen Einfluss dieser integrierten Fersendämpfung auf die muskuläre Aktivierung mittels Oberflächen-EMG (OEMG) zu prüfen. Die sich in diesem Zusammenhang stellenden Fragen sind: Kann diese Dämpfung zu einem verminderten muskulären Aufwand führen? Ist die vom Hersteller empfohlene optimale Dämpfung wirklich am besten, bzw. unterliegt die Wahl des Dämpfungselements weiteren Einflussfaktoren, wie beispielsweise dem Alter?

Um diese Fragen zu beantworten, wurden 73 männliche Probanden in zwei Altersgruppen auf dem Laufband untersucht. Jeder Proband absolvierte mit gewichtsabhängiger optimaler, zu weicher und ohne Dämpfung jeweils fünf verschiedene Gehgeschwindigkeiten. Währenddessen wurden mittels OEMG die Aktivierungsmuster von 13 paarigen Rumpf-, Hüft- und Beinmuskeln erfasst.

Um bei der physiologischerweise vorhandenen Variabilität der Messwerte den Effekt der Dämpfungselemente identifizieren zu können, wurde der Schwerpunkt der Auswertung auf die intraindividuelle Veränderung der Aktivierung zwischen den drei Dämpfungssituationen und fünf Gehgeschwindigkeiten gelegt. Diese Tendenzen konnten

so zur Beantwortung statistischer Fragen genutzt werden. Des Weiteren wurde zusätzlich der Einfluss des Alters berücksichtigt. Die Daten wurden sowohl als Zeitverlaufskurven als auch als mittlere Amplituden- bzw. Aufwandsparameter analysiert.

Für die zeitabhängigen Daten konnten, aufgrund der besonderen statistischen Anforderungen in Kombination mit eher geringen und dabei individuell variierenden Befunden, lediglich Unterschiede zwischen den untersuchten Altersgruppen identifiziert werden. Die Datenanalyse der mittleren Aufwandsparameter bestätigte zunächst die bekannte Geschwindigkeitsabhängigkeit des muskulären Aufwandes mit einem energetischen Optimum bei mittleren Geschwindigkeiten. Zudem wurden erneut deutliche Unterschiede zwischen den beiden Altersgruppen sichtbar: jüngere Probanden zeigten, außer bei der Bauchmuskulatur, niedrigere Aktivierungsniveaus als die älteren Probanden. Bei Betrachtung möglicher Effekte durch die unterschiedlichen Fersendämpfungselemente zeigten sich insgesamt wenig statistisch signifikante Veränderungen zwischen den einzelnen Testsituationen. Teilweise waren jedoch Tendenzen hinsichtlich der Beeinflussung durch das Alter der Probanden erkennbar: die jüngeren Probanden neigten zur Ökonomisierung der muskulären Aktivierung bei optimaler Dämpfung, die Älteren hingegen bei zu starker Dämpfung.

Zudem zeigte sich ein unerwarteter Effekt der Habituation während der Messung: ohne Dämpfung war eine konstante Zunahme des energetischen Aufwandes über die absolvierten Teilmessungen beobachtbar. Mit optimaler Dämpfung hingegen nahm der energetische Aufwand konstant ab. Eine zu starke Dämpfung führte initial zu einer Abnahme, jedoch am Ende der Messung zu einem erneuten Anstieg des energetischen Aufwandes. Die Messblöcke und jeweilige Tragedauer waren jedoch zu kurz, um das Ausmaß des Effektes statistisch sicher bestimmen zu können. An dieser Stelle wären Folgestudien nötig, um diese Fragestellung aufzugreifen und den Effekt zu validieren.

Insgesamt waren punktuelle Veränderungen und Tendenzen der Ökonomisierung sichtbar, die sich im Laufe eines Arbeitslebens bei circa 10.000 Schritten am Tag potenzieren. Somit könnte die Fersendämpfung im Arbeitsschutzschuh eine leicht umsetzbare präventive Strategie zum Schutz des muskuloskelettalen Systems sein, die in Zukunft nicht außer Augen gelassen werden sollte.

2 Einleitung

2.1 Motivation

2.1.1 Rückenschmerzen als sozioökonomisches Problem

Als „[...] eine Gesundheitsstörung, die sich in vielen Ländern der Welt aus epidemiologischer, ökonomischer und medizinischer Sicht zu einem erstrangigen Problem entwickelt hat“ beschreibt Kohlmann in einem Tagungsbericht eines WHO-Workshops den Rückenschmerz (Kohlmann 2003).

Ein Blick auf die Zahlen erklärt diese Einschätzung schnell: acht von zehn Deutschen erkranken mindestens ein Mal in ihrem Leben an Rückenschmerzen (Schmidt et al. 2007). Die Lebenszeitprävalenz für chronische Rückenschmerzen liegt bei 24 % für Männer und 30 % für Frauen (Neuhauser et al. 2005). Bei den Hausärzten ist der Rückenschmerz (M54 nach ICD-10) die dritthäufigste Diagnose, bei niedergelassenen Chirurgen und Orthopäden (ohne Schwerpunkt) sogar die häufigste (Koch und Kerek-Bodden 2010). Neben der sich ergebenden Bürde für Patienten und Ärzte sind Rückenbeschwerden aber auch eine volkswirtschaftliche Belastung.

Allein die direkten Ausgaben für die Diagnosegruppe Dorsopathien (M45-M54 ICD-10) machen mit neun Milliarden Euro im Jahr 2008 3,5 % der Gesamtgesundheitskosten aus (Statistisches Bundesamt 2010). Vergleicht man dies mit den Ausgaben für andere Diagnosegruppen stellt man schnell fest, dass nur wenige auf ähnlich hohe Zahlen kommen: die Volkskrankheit Hypertonie verursacht ebenfalls neun Milliarden Euro Kosten, für Diabetes mellitus liegen die direkten Kosten im Vergleich bei nur 6,3 Milliarden Euro. Verlagert man die Kosten der Behandlung von Rückenleiden auf jeden einzelnen Bundesbürger, kommt man auf 110 Euro pro Einwohner pro Jahr (Gesundheitsberichterstattung des Bundes).

An die Spitze der teuersten Diagnosen werden die Dorsopathien aber von den indirekten Kosten getrieben. Diese entstehen durch den mit der „Erkrankung im Zusammenhang stehenden Ressourcenverlust“ (Statistisches Bundesamt 2010). Dabei werden die volkswirtschaftlichen Verluste, die durch Arbeitsunfähigkeit, Invalidität oder vorzeitigen Tod der erwerbstätigen Bevölkerung entstehen ebenfalls berücksichtigt. Einen Hinweis auf den resultierenden Kostensektor geben die verlorenen Erwerbstätigkeitsjahre. Hypertoniker

sorgten beispielsweise im Jahr 2010 für einen Erwerbstätigkeitsverlust von 29.000 Jahren, Diabetes mellitus Patienten hingegen von 36.000 Jahren. Dorsopathien lagen weit davon entfernt: 247.000 verlorene Erwerbstätigkeitsjahre durch Rückenerkrankungen. Und im Gegensatz zur Hochdruck- und Zuckerkrankheit entstanden diese ausschließlich durch Arbeitsunfähigkeit und Invalidität, nicht jedoch durch Mortalität (Statistisches Bundesamt 2010). Eine ähnliche Tendenz zeigen auch die Zahlen des AOK-Bundesverbandes. Dort liegt in einer Auswertung des Jahres 2008 allein die nach M54 kodierte Krankheit Rückenschmerz als Ursache für die längsten Arbeitsunfähigkeitszeiten mit über 14 Millionen Tagen auf Rang eins (AOK Bundesverband 2008). Gleiches gilt auch für Auswertungen der Barmer und der Deutsche Angestellten Krankenkasse, wo die Muskel-Skelett-Erkrankungen den Großteil aller Arbeitsunfähigkeitsfälle ausmachen (Wieland 2010, Kordt et al. 2012). Auch bei Frühberentungen spielen Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems eine große Rolle. Rückenschmerzen waren im Jahr 2012, neben einigen psychiatrischen Krankheiten wie Depression oder Schizophrenie, eine der Diagnosen, die die meisten Rentenzugänge wegen verminderter Erwerbsfähigkeit brachte (Deutsche Rentenversicherung Bund 2012).

2.1.2 Ätiologie des Rückenschmerzes

Der Begriff Rückenschmerz umfasst viele verschiedene Krankheitsformen. Prinzipiell werden Rückenschmerzen definiert als „Schmerzen in der Region unterhalb des Rippenbogens und oberhalb der Gesäßfalte“ (Raspe 2012). Als Ursache der Schmerzen kommt jede Struktur in Betracht, die am Aufbau des Rückens beteiligt ist. Dazu gehören Wirbelkörper, Gelenke, Bandscheiben, Bänder, Sehnen und Muskeln (Raspe 2012). Abhängig davon, ob die Schmerzentstehung morphologisch begründbar ist oder nicht, kann eine Unterteilung in spezifischen und nicht-spezifischen Rückenschmerz vorgenommen werden. Zu den spezifischen Rückenschmerzen zählen Erkrankungen, mit nachweisbarer morphologischer Ursache, u.a. Bandscheibenherniationen, Spinalstenosen, Wirbelfrakturen oder Entzündungen (Göbel 2001). Nicht-spezifische Rückenschmerzen hingegen sind die, „die ohne identifizierbare anatomische und/oder neurophysiologische Faktoren auftreten“ (Göbel 2001). Laut Gesundheitsberichterstattung des Bundes und DEGAM-Leitlinie gibt es nur bei jedem fünften Rückenschmerzpatienten eine nachweisbare spezifische Ursache, bei allen anderen Patienten wird von nicht-spezifischen Rückenschmerzen gesprochen (Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und

Familienmedizin 2003, Raspe 2012). Eine weitere Einteilung richtet sich nach dem zeitlichen Verlauf. So wird im klinischen Sprachgebrauch zwischen akutem und chronischem Rückenschmerz unterschieden.

Aufgrund des komplexen Aufbaus und der Mehrzahl der Ursachen für Schmerzen, gibt es vielerlei Ansätze über die Entstehung von Rückenschmerzen. McGill et al. (2003) nutzten eine einleuchtende Metapher: die Wirbelsäule ist vergleichbar mit einer Angelrute. Stellt man sie vertikal auf und befestigt ein Gewicht an ihrer Spitze, so wird sie schnell biegen und brechen. Befestigt man jedoch an derselben Rute auf verschiedenen Höhen Spanndraht, befestigt die anderen Enden des Drahtes auf dem Boden und zieht sie gleichmäßig fest, so hält die Rute nun deutlich mehr Gewicht aus ohne sich zu biegen. Lockert man nun einen der Drähte, so wird sie sich erneut eher biegen – diesmal an einer vorhersehbaren Stelle. Im menschlichen Körper ist die Wirbelsäule nun die Angelrute. Eine experimentelle Studie von Crisco et al. (1992) an intakten menschlichen Wirbelsäulen von Leichen zeigte, dass eine Wirbelsäule ohne Muskulatur bereits bei 90 N bricht. Das entspricht auf der Erdoberfläche in etwa 9 kg. Die Rückenmuskulatur übernimmt also die Funktion der Spanndrähte. An Gewichthebern konnte gezeigt werden, dass die Muskulatur die Wirbelkörper an der vollständigen Beugung hindert, weil in dieser Stellung das Verletzungsrisiko für Bandscheiben und Bänder am größten ist (McGill 2001). Eine gut abgestimmte muskuläre Aktivierung ist somit von Nöten, um der Wirbelsäule die nötige Stabilität zu geben. Störungen im Ablauf können zu Verletzungen führen.

Die pathophysiologischen Erklärungen für die Entstehung von chronischem nicht-spezifischem Rückenschmerz sind mannigfaltig. Es ist nicht abschließend geklärt, welcher Faktor der Hauptauslöser für Rückenschmerzen ist. Vielmehr ist davon auszugehen, dass es sich bei der Entstehung um ein multifaktorielles biopsychosoziales Schmerzsyndrom handelt (Borkan et al. 2002). So werden neben ungünstigem kognitivem Umgang mit Schmerz auch muskuläre Koordinationsstörungen, verminderte Aktivität im täglichen Leben, aber auch muskuläre Ermüdung als mögliche Ursachen für einen resultierenden circulus vitiosus genannt (DeVries 1968, Lethem et al. 1983, Hodges und Richardson 1998, Vlaeyen und Linton 2000, Verbunt et al. 2003, Anders et al. 2005).

Eine wichtige Komponente der Schmerzentstehung spielt sich auf kognitiver Ebene ab. Das sogenannte fear-avoidance Modell ist ein akzeptiertes Konstrukt, welches die Chronifizierung von Schmerzen erklären könnte (Lethem et al. 1983). Es besagt, dass ein

Teil der Patienten aus Angst vor der Verschlechterung eines akuten Schmerzzustandes körperliche und soziale Aktivitäten meiden. Dieses Verhalten hat wiederum physische und psychische Konsequenzen wie Muskelatrophie, Fehlhaltungen, Gewichtszunahme oder soziale Isolierung, die wiederum die Schmerzwahrnehmung verstärken können. Psychosoziale Faktoren wie Stress, Zufriedenheit mit der Arbeit oder die persönliche Schmerzanamnese beeinflussen den Umgang eines Patienten mit Schmerzen (Lethem et al. 1983, Bigos et al. 1991). Neben der psychosozialen kognitiven Förderung des Schmerzes, sind insbesondere auch pathophysiologische Mechanismen von Bedeutung, die im Folgenden erläutert werden sollen.

Wie bereits erwähnt, ist die zeitlich exakte Aktivierung der Muskulatur unabdingbar für die Stabilität und den Schutz der Wirbelsäule. Es konnte gezeigt werden, dass bei Rückenschmerzpatienten der M. transversus abdominis vor Ausführung einer willkürlichen Bewegung des Armes und Beines verzögert aktiviert wird. (Hodges und Richardson 1998, Hodges und Richardson 1996). Eine ähnliche Feststellung trafen auch Anders et al. (2005) einige Jahre später: sowohl vor als auch nach einer Belastungssituation zeigten Rückenschmerzpatienten eine Abweichung der Bauchmuskelaktivierung im Vergleich zu den gesunden Probanden. Ungeklärt ist jedoch nach wie vor, ob Koordinationsstörungen zu Rückenschmerzen führen oder vice versa.

Eine weitere Ursache für die Entstehung von Rückenschmerzen ist die körperliche Dekonditionierung, welche ein großes Gesundheitsproblem in der westlichen Welt darstellt (Verbunt et al. 2010). Körperliche Inaktivität führt zu vielerlei Symptomen verschiedenster Organsysteme. Beispielsweise kann eine Mindernutzung des Muskelskelettsystems zu atrophischen Veränderungen der Muskulatur führen. Der daraus resultierende *circulus vitiosus* wurde von DeVries et al. (1968) beschrieben: die atrophisierte Muskulatur hat einen gesteigerten Aufwand, um die gleiche Leistung zu vollbringen. Dies äußert sich in einer gesteigerten elektrischen Aktivität des betroffenen Muskels im Vergleich zum gesunden Muskel. Es kommt zur früheren Ermüdung des Muskels, welche sich im tonischen Muskelkrampf äußert. Diese Kontraktion führt zu lokalen Ischämien und Minderversorgung mit daraus resultierender Aktivierung von Nozizeptoren: Schmerz entsteht (DeVries 1968). Die Veränderung der Kraftausdauer bei Rückenschmerzpatienten konnte auch in aktuelleren Studien belegt werden (Kankaanpää et al. 1998, Saur et al. 1997). Interessant ist, dass sowohl mangelnde körperliche Aktivität, als auch Schmerz

vermeidendes Verhalten nach akutem Rückenschmerz in dieser Endstrecke münden können (Verbunt et al. 2010).

2.1.3 Arbeitsplatzbezogener Rückenschmerz

Die Mindernutzung des Muskel-Skelett-Systems und daraus resultierende Erkrankungen spielen bei einem Großteil der Arbeitnehmer eine wichtige Rolle. Hauptsächlich sitzende Tätigkeit kann zur beschriebenen Dekonditionierung führen.

Neben dieser Mindernutzung konnte aber auch eine Überlastung- bzw. Fehlbelastung als Ursache für Rückenschmerz nachgewiesen werden. So wurde gezeigt, dass schwere körperliche Arbeit ein erhöhtes Risiko für unspezifischen Rückenschmerz mit sich bringt (Gerr und Mani 2000, Hartvigsen et al. 2000, 2003). In der Literatur wird hierbei von arbeitsbedingtem unspezifischem Rückenschmerz gesprochen. Vor allem schweres Heben vom Boden, Drehen und Beugen, Ganzkörpervibration oder einseitige Haltung gelten als rückenschmerzfördernde Tätigkeiten (Gerr und Mani 2000, Hoogendoorn et al. 2002, Byrns et al. 2004, Van Nieuwenhuysen et al. 2006, da Costa und Vieira 2010, Jensen et al. 2012). Zur Genese der Rückenschmerzen tragen die beschriebenen Ermüdungseffekte bei. Körperliche Zwangshaltungen beispielsweise führen zu einer Unterbrechung der Muskeldurchblutung mit daraus resultierender anaerober Muskelarbeit. Auf längere Dauer führt dies zu einer Ermüdung des Muskels (Hartmann et al. 2008). Es resultiert abermals der beschriebene Kreislauf.

Das entstehende Risiko zur Entwicklung der Beschwerden ist immer abhängig vom Tätigkeitsprofil. Ein LKW-Fahrer, der Ganzkörpervibrationen ausgesetzt ist, ein Fließbandarbeiter, der den gleichen Bewegungsablauf dauerhaft wiederholen muss oder ein Lagerarbeiter, der häufig schwere Gegenstände heben und tragen muss, sind nur einige Beispiele für Arbeitnehmer, die für das Muskel-Skelett-System ungünstige Tätigkeiten ausführen (Andersson 1981, Pope und Hansson 1992).

Das erhöhte Risiko für gewisse Berufsgruppen konnte auch in epidemiologischen Studien nachgewiesen werden. Eine zwischen 1997 und 1999 durchgeführte Befragung von knapp 3500 Beschäftigten durch das Robert-Koch-Institut zeigte, dass die höchste 7-Tages-Rückenprävalenz mit 52,8 % bei den Industrie-, Werks-, und Ausbildungsmeistern lag. Auch Beschäftigte im Hoch- und Tiefbau, in Druck- und Druckweiterverarbeitungsberufen, in Blechkonstruktions- und Installationsberufen, in der

Krankenpflege und Warenkaufleute oder Friseur/innen zeigten eine höhere 7-Tages-Prävalenz (alle genannten über 43 %) als Bürobeschäftigte, deren 7-Tages-Prävalenz bei 34,3 % lag (Schneider et al. 2006, Seidler et al. 2008). Auch eine Auswertung der berufsspezifischen Rückenschmerz-bezogenen Arbeitsunfähigkeiten (AU) bestätigte Ähnliches. Zu den zehn Berufen mit dem höchsten AU-Risiko bei Männern gehörten Straßenreiniger, Emaillierer, Feuerverzinker, Formgießer, Waldarbeiter, Möbelpacker und Gerüstbauer, um nur einige zu nennen (Seidler et al. 2008). Bei den Frauen waren es zum Beispiel Straßenwärterinnen, Fleisch- und Wurstwarenherstellerinnen, Nieterinnen und Blechpresserinnen, die das höchste Risiko der Rückenschmerz-bezogenen Arbeitsunfähigkeit aufwiesen (Seidler et al. 2008).

Es besteht vielerlei Bedarf das Arbeitsumfeld anzupassen. Es sollte beispielsweise eine Anpassung der Tätigkeit nach langer Rückenschmerz-bedingter Arbeitsunfähigkeit stattfinden, um Chronifizierungen zu vermeiden und daraus resultierende Kosten zu senken. Studien konnten zeigen, dass eine arbeitsplatzbezogene ergonomische Intervention bei chronischem Rückenschmerz zu einer schnelleren Wiederaufnahme der Arbeit führt (Loisel et al. 1997, Anema et al. 2004). Arbeitsplatzbezogene ergonomische Interventionen bedeuteten hier beispielsweise eine genaue Analyse der Tätigkeit, um die Rückenschmerz verursachenden Umstände zu identifizieren und anschließend individuelle Optimierungen der Arbeitsprozesse zu ermitteln und umzusetzen (Loisel et al. 1997). Auch Anschaffungen von technischen Hilfsmitteln, speziellen Tischen und Stühlen, Hebehilfen oder die Vermeidung von rückenbelastenden Tätigkeiten wie schweres Heben, sind arbeitsplatzbezogene Interventionen (Anema et al. 2004).

Zudem sind aber auch primärpräventive Interventionen wichtig, um bereits das Auftreten leichter, selbstlimitierender Rückenbeschwerden als Ausdruck von Fehl- oder Überbelastungen zu minimieren. Die Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin empfiehlt die Umsetzung verhaltens- und verhältnispräventiver Maßnahmen (Hartmann et al. 2008). Eine systematische Bewertung von Interventionsstudien im Pflegebereich bewertete beispielsweise singuläre ergonomische Ansätze wie Hebehilfen oder Hebeteams als potentiell risikomindernd (Hignett 2003). Zudem gibt es viele Informationsschriften der Berufsgenossenschaften, die Hinweise zur korrekten Ausführung gewisser Tätigkeiten, beispielsweise dem Heben schwerer Lasten, geben (Maschinenbau- und Metallberufsgenossenschaft 2001).

2.1.4 Arbeitsschutzschuhe

2.1.4.1 Sicherheitsanforderungen

Wie bereits in Abschnitt 2.1.3 beschrieben, sind Berufsgruppen mit schwerer körperlicher Arbeit einem hohen Rückenschmerzrisiko ausgesetzt. Die Arbeitnehmer der genannten Berufsgruppen haben fast alle gemein, dass sie im Stehen und Gehen arbeiten. Das Tragen eines bequemen Schuhs ist somit für das Wohlbefinden am Arbeitsplatz ein elementarer Bestandteil.

In der BG Regel 191 ist beschrieben, dass es Gefährdungen am Arbeitsplatz gibt, die durch einen Fuß- oder Knieschutz abgedeckt werden müssen (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000). Dazu zählen mechanische, elektrische, thermische, chemische und biologische Einwirkungen, sowie Zündung von explosionsfähiger Atmosphäre. Abhängig von den Bedingungen am Arbeitsplatz hat der Unternehmer die passende Art des Schuhs auszuwählen und bereitzustellen. Es werden drei verschiedene Sicherheitsstufen unterschieden: Sicherheitsschuhe (Kurzbezeichnung S), Schutzschuhe (Kurzbezeichnung P) und Berufsschuhe (Kurzbezeichnung O). Sicherheitsschuhe sind mit einer Zehenkappe für hohe Belastungen ausgestattet (Prüfenergie 200 J bzw. Druckkraft 15 kN), Zehenkappen der Schutzschuhe sind nur für mittlere Belastungen ausgelegt (Prüfenergie 100 J bzw. Druckkraft von 10 kN) und Berufsschuhe haben mindestens einen schützenden Bestandteil, jedoch keine Zehenkappe. Diese drei Gruppen werden, in Abhängigkeit von den speziellen Anforderungen, noch in Untergruppen unterteilt. So hat beispielsweise der Sicherheitsschuh S2 neben der Grundanforderung der Kappe einen geschlossenen Fersenbereich, ist antistatisch, hat ein Energieaufnahmevermögen im Fersenbereich und ist zusätzlich bedingt wasserdicht. Zudem ist vorgegeben, ob der Schuh aus Leder, nach herkömmlichen Schuhfertigungsmethoden (Lederschuh) oder vollständig geformt oder vulkanisiert sein muss (Gummistiefel, Polymerstiefel). Es existieren verschiedene Schuhformen, die sich durch verschiedene Schafthöhen unterscheiden. Vom Halbschuh bis zum Oberschenkelhohen Stiefel gibt es je nach Anforderungen verschiedene Schafthöhen.

Abhängig vom individuellen Gefahrenprofil muss so aus einer großen Palette der richtige Schuh bereitgestellt werden (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000).

2.1.4.2 Notwendigkeit eines Mehrweitemsystems

Neben den sicherheitstechnischen Anforderungen sollen aber auch Gefährdungen durch den Fußschutz selbst vermieden werden. Damit sind laut BGR 191 beispielsweise mangelhafter Tragekomfort, eingeschränkte Passform, geringe Atmungsaktivität, hohes Gewicht oder Steifigkeit zu vermeiden (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000).

Geschlechtsspezifische Unterschiede der Fußformen (Luo et al. 2009) und Veränderungen des Fußes im Alter (Scott et al. 2007) erklären die Notwendigkeit verschiedener Schuhgrößen und –weiten, um maximalen Komfort und Sicherheit zu gewährleisten. Ein zu schmaler Schuh wird so beispielsweise meist über eine Längenzugabe kompensiert. Der Schuh bietet dann keinen ausreichenden Halt, das Abrollverhalten ist gestört und die Zehen werden durch die zu weit vorn sitzende Schutzkappe nicht mehr geschützt. Ein zu weiter Schuh hingegen wird über die Wahl eines kürzeren Schuhs kompensiert. Der fehlende Halt durch die Weite soll mit einer Längenabnahme ausgeglichen werden. Es kommt zu einer Stauchung der Zehen. Orthopädische Fußdeformitäten wie der Spreizfuß oder Hallux valgus können daraus entstehen (Noll 2011). Beim Tragen von zu schmalen Schuhen erhöht sich außerdem der plantare Spitzendruck vor allem unter den Metatarsalia I-IV signifikant, was als Ursache für zahlreiche Fußerkrankungen angesehen werden kann (Walther und Haage 2010). In einem Forschungsprojekt der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin wurde festgestellt, dass bei einem Längensprung von 7,5 mm eine Anpassung um vier Weiten notwendig ist (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000).

Diese spezielle Anforderung an den Schuh wird von einigen Herstellern bereits durch das Angebot von Mehrweitemsystemen oder speziellen Frauenmodellen berücksichtigt. Dabei können die Nachteile der Längenzugabe bzw. -abnahme verhindert werden.

2.1.5 Einfluss verschiedener Dämpfungseigenschaften des Bodens bzw. der Schuhe

Neben der körperlich anstrengenden Arbeit und dem damit verbundenen größeren Risiko von Muskel-Skelett-Erkrankungen sind Arbeitnehmer im Arbeitsschutzschuh häufig harten Industrieböden ausgesetzt. Die Stoßkraft des Fersenaufpralls sorgt für Vibrationen der Knochen und Weichteile. Da diese Vibrationen unbewusst als unangenehm wahrgenommen werden, kommt es zu einer Voranspannung der Muskulatur vor dem

nächsten Bodenkontakt, um die Vibrationen der Weichteile beim nächsten Aufprall zu reduzieren (Walther 2004, Nigg 2001). Der Energiebedarf steigt bei höherer muskulärer Vorspannung zur Dämpfung der Vibrationen. In diesem Zusammenhang konnte gezeigt werden, dass auf weichem Untergrund weniger Muskelarbeit erforderlich ist, als bei harten Sohlenkonstruktionen (Walther 2004). Eine erhöhte Muskelspannung kann, wie bereits erläutert, auf Dauer zu Ermüdung und Rückenschmerzen führen.

Aufgrund dieser Erkenntnisse gab es in der Vergangenheit Ansätze und Ideen, diesen Risikofaktor bereits präventiv zu eliminieren. Dämpfungsmatten oder Arbeitsschutzschuhe mit integrierter Dämpfung wurden etabliert und bereits in einigen Studien getestet (Kim et al. 1994, Rys und Konz 1994, Redfern und Cham 2000, Stefanyshyn und Nigg 2000, Walther 2004, Walther und Mayer 2008).

2.1.5.1.1.1 Optimale Dämpfung

Zunächst stellt sich die Frage der optimalen Dämpfung. Wie bereits erläutert, führt ein zu harter Boden über die entstehenden Weichteilvibrationen zu einer Mehrbelastung der Muskulatur (Nigg 2001, Walther 2004). Zudem gibt es Vorstellungen, dass auch eine zu weiche Dämpfung vermieden werden sollte. Verminderte Stabilität, beispielsweise durch zu weiche Schuhe, muss durch muskuläre Aktivierung kompensiert werden. Somit kann auch dieser Zustand zu einem erhöhten Energieverbrauch und damit früher einsetzender Ermüdung führen (Stefanyshyn und Nigg 2000). Außerdem bedingt eine zu weiche Dämpfung verminderte Bodenreaktionskräfte, die wiederum für das neuromuskuläre Steuerungssystem und die Gewährleistung eines sicheren, stabilen Ganges von Nöten sind. Es besteht das Konzept, dass muskulär geführte Bewegungen einem individuellen Bewegungsablauf unterliegen. Bei Abweichungen von eben diesem Muster durch äußere Kräfte (bspw. einen Schuh) werden Muskeln aktiviert, um die Abweichungen von dem individuellen Bewegungsablauf zu korrigieren (Walther 2004). Schnellere Ermüdung und Instabilität sind auch hier die Folge.

Die beschriebenen Erkenntnisse wurden 2005 von Walther in Abbildung 2.1 zusammengefasst. Sowohl bei zu weicher (hier: hoch) als auch bei zu harter (hier: niedrig) Dämpfung, resultiert ein energetischer Mehraufwand für das System. Walther und Mayer konnten so auf der Suche nach der optimalen Dämpfung Folgendes konstatieren: „Die aktuellen Überlegungen gehen dahin, durch den Schuh die Differenz zwischen einem

Naturboden und dem Kunstboden auszugleichen. Ein mehr an Dämpfung scheint ebenso problematisch, wie ein zu wenig“ (Walther und Mayer 2008).

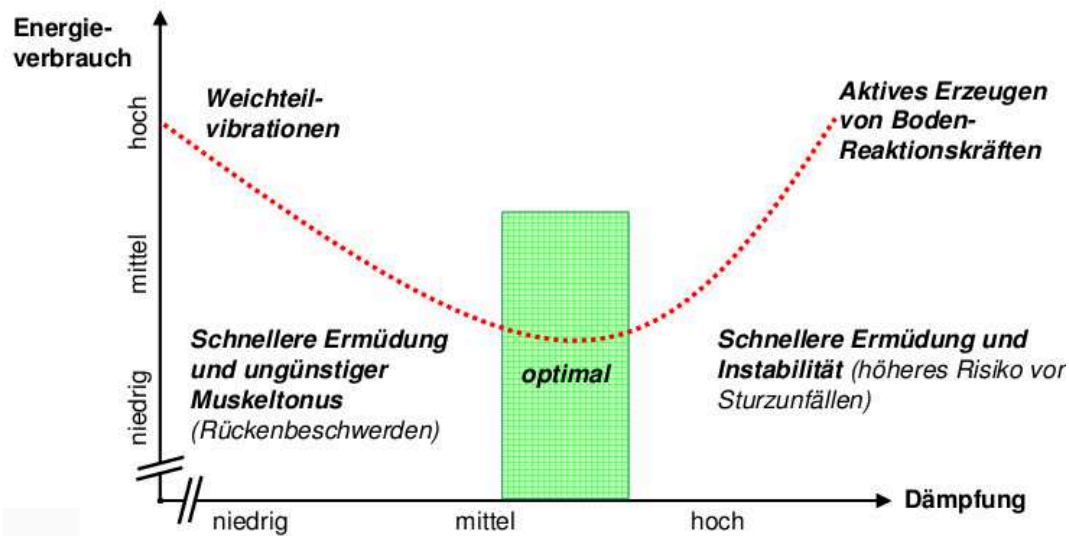


Abbildung 2.1 – Energieverbrauch in Abhängigkeit vom Dämpfungsgrad. Sowohl eine zu harte Dämpfung (niedrig) als auch eine zu weiche Dämpfung (hoch) steigern den Energieverbrauch des Systems über verschiedene Mechanismen. (Abb. mit freundlicher Genehmigung von Prof. M. Walther zur Verfügung gestellt.)

2.1.5.2 Dämpfungsmatten

Es gibt bereits einige Betriebe bei denen Dämpfungsmatten ausliegen, um die schädlichen Effekte der harten Industrieböden zu minimieren. Kim et al. (1994) führten eine Studie durch, die den unterschiedlichen Effekt von Matten und Betonboden auf die Ermüdung von Bein und Rücken von Arbeitnehmern untersuchen sollte. Veränderungen in der Elektromyographie (EMG) deuteten an, dass die Matten lokale Ermüdungserscheinungen des M. erector spinae reduzierten. Die Matten hatten jedoch keinen Einfluss auf die muskuläre Ermüdung der Beinmuskulatur (Kim et al. 1994).

In weiteren Untersuchungen von Rys und Konz konnte gezeigt werden, dass Probanden langes Stehen auf Matten als angenehmer bewerten, als das Stehen auf Beton (Rys und Konz 1994). Sie konnten zudem feststellen, dass die Matte die um 5,8 % komprimiert wurde (härter) als angenehmer empfunden wurde, als die Matte die um 19 % komprimiert wurde (weicher). Die Matten wurden jedoch unabhängig vom Komprimierungsgrad immer dem Betonboden vorgezogen (Rys und Konz 1994).

Im Jahr 2001 konnten diese subjektiven Eindrücke des größeren Komforts auf Matten nach vierstündigem Stehen auch teilweise objektiviert werden (Redfern und Cham 2000). Die

Hauttemperatur des Beines war auf allen Matten niedriger als auf dem Kontrollboden aus Stahl. Es zeigten sich zudem signifikant mehr Gewichtsverlagerungen, als Zeichen steigender körperlicher Anstrengung, auf dem harten Kontrollboden. Auch das Volumen des Beines verzeichnete auf dem besonders harten und dem besonders weichen Boden die größte Zunahme, jedoch nicht signifikant. Diese beiden Böden wurden von den Probanden auch als unangenehm eingestuft. Im Oberflächen-EMG (OEMG) zeigten sich zwischen den Böden jedoch keinerlei signifikante Unterschiede (Redfern und Cham 2000).

2.1.5.3 Dämpfung im Schuh

Der Dämpfungsmatte stehen als präventive Maßnahme integrierte Dämpfungen in den Schuhen gegenüber. Untersuchungen haben einen größeren Effekt der gedämpften Schuhe gegenüber den Dämpfungsmatten gezeigt (Hansen et al. 1998, Walther und Grosse 2006). So waren die Ödembildung und der Fersenaufprall beim Tragen gedämpfter Schuhe auf hartem Boden weniger stark ausgeprägt als mit harten Schuhen auf hartem Boden (Hansen et al. 1998). Dieser Effekt konnte auf der Dämpfungsmatte nicht nachgewiesen werden. Veränderungen im OEMG waren nicht auf die Veränderungen der Boden- oder Schuheigenschaften zurückzuführen, sondern auf die Dauer des Stehens oder Gehens. Die Autoren kamen trotzdem zu dem Schluss, dass die weichen Schuhe der weichen Matte überlegen sind (Hansen et al. 1998).

Auch Walther und Grosse (2006) konnten die Überlegenheit der integrierten Dämpfung gegenüber den Dämpfungsmatten feststellen. Die Dämpfungsmatten auf dem Boden vermitteln zwar den subjektiven Eindruck eines weicherer Untergrundes, haben jedoch im Gegensatz zu einer Vorfußdämpfung nur einen geringen Einfluss auf die lokalen Spitzendrücke (Walther und Grosse 2006). Zudem bietet die integrierte Vorfußdämpfung einige Vorteile gegenüber den Dämpfungsmatten: die Dämpfung im Schuh lässt sich auf individuelle Bedürfnisse abstimmen, die Dämpfung ist während der gesamten Arbeitszeit sichergestellt und nicht vom Vorhandensein der Matten abhängig. Sie ist zudem günstiger, als den ganzen Betrieb mit Dämpfungsmatten auszulegen und Rück- und Vorfuß können unterschiedlich stark gedämpft werden. Dies ist aufgrund der verschiedenen gangphysiologischen und kinetischen Anforderungen an den Vor- und Rückfuß ein sinnvolles Konzept.

Vorfußdämpfung

Der Vorfuß wird für das aktive Abdrücken des Fußes vom Boden genutzt. Die entstehenden Drücke auf den Vorfuß sind dabei individuell sehr verschieden (Perry et al. 2003). Der größte Teil der Kraft wird beim Gehen über den druckempfindlichen Vorfuß übertragen. Problematisch ist dabei, dass das plantare Fettpolster im Laufe des Lebens dünner wird (Kleindienst et al. 2006, Walther und Haage 2010). Da das Fettpolster am Vorfuß ohnehin schon deutlich dünner ist als am Rückfuß, sind so die Mittelfußköpfchen nicht mehr ausreichend gepolstert und es kommt zu einer ungleichmäßigen Verteilung des entstehenden Drucks beim Abdrücken des Fußes vom Boden. Punktuelle Druckerhöhungen mit lokaler Gewebeüberlastung sind das Resultat (Walther und Haage 2010).

In der bereits genannten Studie von Walther und Grosse konnte gezeigt werden, dass eine integrierte Vorfußdämpfung in einem Arbeitsschutzschuh zu einer Reduktion der gemessenen Spitzendrücke unter dem Vorfuß führt (Walther und Grosse 2006) und somit auch das Risiko von möglichen resultierenden Erkrankungen wie Metatarsalgien verringert wird.

Rückfußdämpfung

An den Rückfuß werden andere Anforderungen gestellt: er muss den Aufprall der Ferse und damit das schnell fallende Körpergewicht abfangen (Perry et al. 2003). Der posteriore laterale Teil der Ferse erfährt hier die größte Druckbelastung. Die wirkende Gesamtkraft beträgt zwischen 70 % und 100 % des Körpergewichtes (Perry et al. 2003). Es handelt sich also um eine gewichtsabhängige, punktuelle Krafteinwirkung, vor der der Rückfuß durch seine natürlichen Dämpfungsfunktion, dem Fettpolster, geschützt wird (Schünke et al. 2011). Es gibt Vorstellungen, dass bei der Wahl der Dämpfung, Gewicht und Größe berücksichtigt werden sollten (vgl. Abbildung 2.1) (Kleindienst et al. 2006). So empfahlen auch Kleindienst et al. eine Graduierung der Dämpfung in Laufschuhen. Sie konnten eine starke Korrelation zwischen Körpergröße und Schuhgröße feststellen. Analog konnte auch für das Körpergewicht eine starke Korrelation zur Schuhgröße festgestellt werden, ergo gilt: große Personen sind schwerer und haben größere Füße als kleine Personen (Kleindienst et al. 2006).

Eine weitere Proportionalität ließ sich für die vertikalen Bodenreaktionskräfte zum Gewicht nachweisen. Mit höherem Körpergewicht steigen die vertikalen

Bodenreaktionskräfte. Die ideale Dämpfung für den schweren Menschen ist also härter als für den leichten Menschen. Aufgrund dieser Feststellung empfehlen Kleindienst et al. eine Schuhgrößen-adaptierte Graduierung der Dämpfung. Kleine Schuhe für leichte Menschen sollen weicher sein als große Schuhe für schwere Menschen (Kleindienst et al. 2006).

Dieses Konzept der gewichtsadaptierten Graduierung der Dämpfung ist auch im Bereich des Arbeitsschuttschuhs etabliert. Es gibt Modelle die neben dem empfohlenen Mehrweitesystem und einer integrierten Vorfußdämpfung eine gewichtsadaptierte Fersendämpfung aufweisen. Diese wird je nach Gewichtsgruppe ausgewählt und kann so bei Änderung des Gewichts getauscht werden. Bisher gibt es keine Studien zum isolierten Effekt der gewichtsadaptierten Fersendämpfung auf die muskuläre Aktivität. Es soll Ziel dieser Arbeit sein, einen möglichen Effekt nachzuweisen.

2.2 EMG

Um diesen möglichen Effekt der Fersendämpfung auf die Muskelaktivierung nachzuweisen, bedarf es ein Verfahren, welches die Beurteilung der Aktivierungscharakteristik der Muskulatur ermöglicht. Außerdem sollte es möglich sein Aussagen über den muskulären Aufwand und eventuell auftretende Ermüdungserscheinungen treffen zu können.

Ein etabliertes Verfahren für diesen Zweck ist die Elektromyographie (EMG) (Basmajian und De Luca 1985, De Luca 1997). Dabei können die Veränderungen der Muskelmembranpotentiale durch die nervale Aktivierung bei der Kontraktion durch Elektroden aufgenommen und analysiert werden. Das EMG kommt in vielen Bereichen wie zum Beispiel Sportwissenschaften, Physiotherapie, Rehabilitation, Arbeitswissenschaften oder der klinischen Neurologie zum Einsatz (Konrad 2005, Masuhr und Neumann 2007).

Man unterscheidet zwei methodische Ansätze, die invasive (Nadel-) Elektromyographie und die nicht invasive Oberflächenelektromyographie (OEMG) (Freiwald et al. 2007). Beim invasiven EMG werden Nadel- oder Fadenelektroden in die Muskulatur eingebracht. Die Elektroden verfügen über eine sehr kleine Ableitfläche und können so die Aktivität einzelner Muskelfasern messen. Ein erheblicher Nachteil ist jedoch die Invasivität des Verfahrens mit dem damit verbundenen Infektionsrisiko (Freiwald et al. 2007). Die Einbringung von Nadelelektroden ist unangenehm und wird von Probanden schlecht

toleriert. Die Anwendung beschränkt sich deshalb vor allem auf die neurologische Diagnostik, wo präzise Aussagen über die Funktion einzelner Muskelfasern notwendig sind.

Eine praktische Alternative stellt das OEMG dar. Hier werden Elektroden auf der Haut platziert, die die Aktionspotentiale der darunter liegenden motorischen Einheiten erfassen (Freiwald et al. 2007). Im Gegensatz zum Nadel-EMG werden viele Muskelfasern eines Muskels zeitgleich abgeleitet. Nachteilig ist, dass tiefer liegende Muskelschichten mit dem OEMG nicht erfasst werden. Ein großer Vorteil ist jedoch die Möglichkeit der Ableitung vieler Muskeln zur gleichen Zeit und die einfache, risikoarme und gut tolerierbare Anbringung der Elektroden.

Das OEMG hat sich in Sport, Prävention und Rehabilitation durchgesetzt, um eine Vielzahl von Fragestellungen zu beantworten (Freiwald et al. 2007).

Konkret lassen sich mit dieser Methode folgende Beurteilungen der muskulären Aktivierung tätigen:

1. Beanspruchung des Muskels

Die muskuläre Beanspruchung lässt sich durch den Bezug zu einem Referenzwert analysieren. Bei der etablierten MVC-Normalisierung werden die OEMG-Amplituden auf die vorher ermittelte maximale Muskelkontraktion normalisiert (Freiwald et al. 2007). Ausgehend von einem angenommenen linearen Amplituden-Kraft-Verhältnis lässt sich so bei einer bekannten Amplitude eine Aussage über den Grad der Beanspruchung treffen. Effekte unterschiedlicher Beanspruchung durch die Änderung äußerer Bedingungen können aber auch ohne MVC-Normierung betrachtet werden, indem wiederholte Messungen miteinander verglichen werden. Zu beachten ist hierbei jedoch, dass dabei mögliche muskuläre Ermüdungserscheinungen unbedingt vermieden werden müssen.

In der hier durchgeführten Studie war die Referenzsituation der Stand und Gang beim Tragen des Testschuhs ohne Fersendämpfung. Diese Referenzsituation konnte dann mit dem Tragen des selbigen Schuhs mit optimaler Dämpfung und zu weicher Fersendämpfung verglichen werden.

2. Identifikation des intra- und intermuskulären Koordinationsverhaltens

Durch Aufzeichnung der Muskelaktivierung mit dem OEMG kann man einerseits das Zusammenspiel einzelner Muskeln bei verschiedenen Aktivitäten beurteilen (intermuskuläres Koordinationsverhalten). Zudem kann man auch das Koordinationsmuster eines Muskels bestimmen, indem man seine Reaktion auf einen Reiz bestimmt (bspw. Reflexreaktion oder Fersenaufsatz beim Gang) (Hodges und Richardson 1998, Anders et al. 2009).

3. Ermüdung der Muskulatur

Die Ermüdung eines Muskels äußert sich in der Veränderung der Aktivierungsfrequenz und der Amplitude:

Die Aktivierungsfrequenz (Feuerrate) eines Muskels steigt unter Belastung initial an. Es konnte aber gezeigt werden, dass lokale Veränderungen wie pH-Wert- oder Temperaturanstieg zu einer verminderten Erregbarkeit der einzelnen Fasern und damit zu einem Frequenzabfall führen (Kankaanpää et al. 1998, Komi und Tesch 1979). Die Veränderung dieser Frequenz ist auch abhängig vom vorherrschenden Muskelfasertyp, sodass sich diese Aussage nicht für alle Muskeln pauschalisieren lässt (Yoshitake et al. 2001). Prinzipiell bietet die Spektralanalyse aber eine Möglichkeit muskuläre Ermüdung zu objektivieren.

Durch zusätzliche Rekrutierung motorischer Einheiten kommt es beim ermüdenden Muskel zum Anstieg der OEMG-Amplitude. Dieser Anstieg korreliert mit dem erhöhten Sauerstoffverbrauch, als Zeichen des erhöhten muskulären Aufwands (Praagman et al. 2003). Die Integration der EMG-Kurve gibt zuverlässige Hinweise für den Muskelmetabolismus. Ein Anstieg der Amplitude zeigt einen Muskelaktivitätsanstieg und einen damit gesteigerten Metabolismus an (Carrier et al. 2011, Yoshitake et al. 2001, Morlock et al. 1997). Zur Analyse des muskulären Aufwands ist also der Verlauf der mittleren Amplitude und des Integrals ein wegweisender Parameter.

2.2.1 Physiologische Grundlagen

Um die Informationsgewinnung des OEMGs nachvollziehen zu können, muss man sich mit der physiologischen Funktionsweise des Muskels befassen.

Die Kontraktion eines Skelettmuskels wird immer durch die Aktivierung eines Motoneurons ausgelöst. Die Ausschüttung des Neurotransmitters Acetylcholin sorgt über Bindung an Membranproteine für eine lokale Depolarisierung an der motorischen Endplatte (Schmidt und Lang 2007). Bei Überschreitung des Schwellenpotentials von circa -55 mV wird ein Aktionspotential ausgelöst, welches sich ausgehend von der Endplatte allseits entlang des Sarkolemmis der Muskelfaser ausbreitet. Nach einer Latenzzeit von circa 10-15 ms nach dem 1-3 ms andauernden Muskelaktionspotential kommt es zu einer Kontraktionsantwort des Muskels: die elektromechanische Kopplung sorgt über eine gesteigerte intrazelluläre Calcium-Konzentration für das Verschieben der Aktin- und Myosinfilamente gegeneinander und somit für eine Verkürzung der Muskelfaser (De Luca 1979, Schmidt und Lang 2007). Im Anschluss an die Depolarisation kommt es zu einer Repolarisation der Muskelfaser. Die beschriebenen Vorgänge bleiben dabei für die Skelettmuskulatur immer auf die jeweils aktivierten Muskelfasern beschränkt – es erfolgt also keine Ausbreitung auf andere Muskelfasern.

Abhängig von der Muskelfunktion werden unterschiedlich viele Muskelfasern von einem Motoneuron angesteuert. Bei feinmotorischen Muskeln sind so die entsprechenden motorischen Einheiten kleiner, also weniger Muskelfasern pro Motoneuron, bei Muskeln mit grober Kraftentwicklung verhält es sich dementsprechend gegensätzlich (Freiwald et al. 2007). Die Depolarisation aller Fasern einer motorischen Einheit (motorischer Nerv und alle von ihm versorgten Muskelfasern) wird als motor unit action potential (MUAP) bezeichnet. Wenn mehrere motorische Einheiten zeitgleich aktiviert werden, spricht man von motor unit action potential train (MUAPT) (De Luca 1979). Die sich entlang des Muskels ausbreitenden MUAPs führen zu einer Spannungsänderung an der Oberfläche, die mittels Elektroden gemessen werden können.

2.2.2 Ableitung der OEMG- Signale

Das sich ausbreitende Muskelaktionspotential sorgt für eine Umkehrung der elektrischen Polarität (Freiwald et al. 2007). Die entstehende Depolarisationszone wandert mit einer Geschwindigkeit von 2-6 m/s entlang der Muskelfaser und kann durch die resultierende

Potentialdifferenz von Elektroden registriert werden. Man unterscheidet monopolare und bipolare Ableitungen.

Bei der monopolaren Ableitung wird die Potentialdifferenz unter einer Elektrode gegen eine Referenzelektrode auf einer elektrisch inaktiven Region gemessen und durch einen Differenzialverstärker verstärkt (Freiwald et al. 2007).

Bei der hier verwandten bipolaren Ableitung werden zwei Elektroden entlang der Muskelfaser auf der Haut fixiert (Freiwald et al. 2007). Die Potentialdifferenz zwischen den beiden Elektroden wird registriert und mit einem Differentialverstärker verstärkt. Wie in Abbildung 2.2 dargestellt, ist das Signal in Abhängigkeit von der Laufrichtung des Aktionspotentials zur Elektrode positiv oder negativ. Die Abbildung zeigt deutlich die Registrierung des Muskelaktionspotentials: zum Zeitpunkt T1 ist die Depolarisation zu weit von der Elektrode entfernt, es wird keine Potentialdifferenz gemessen. Zum Zeitpunkt T2 hat die Depolarisationszone den kleinsten Abstand zur ersten Elektrode, somit ist die Differenz zwischen den Elektroden maximal. Zum Zeitpunkt T3 ist Depolarisationszone genau zwischen den beiden Elektroden, sodass erneut keine Potentialdifferenz registriert wird. Bei T4 ist die Depolarisationszone direkt unter der zweiten Elektrode, es resultiert eine maximale Potentialdifferenz jedoch in entgegengesetzter Richtung. Zum Zeitpunkt T5 ist die Depolarisationszone zu weit von der zweiten Elektrode entfernt, sodass keine Potentialdifferenz gemessen werden kann.

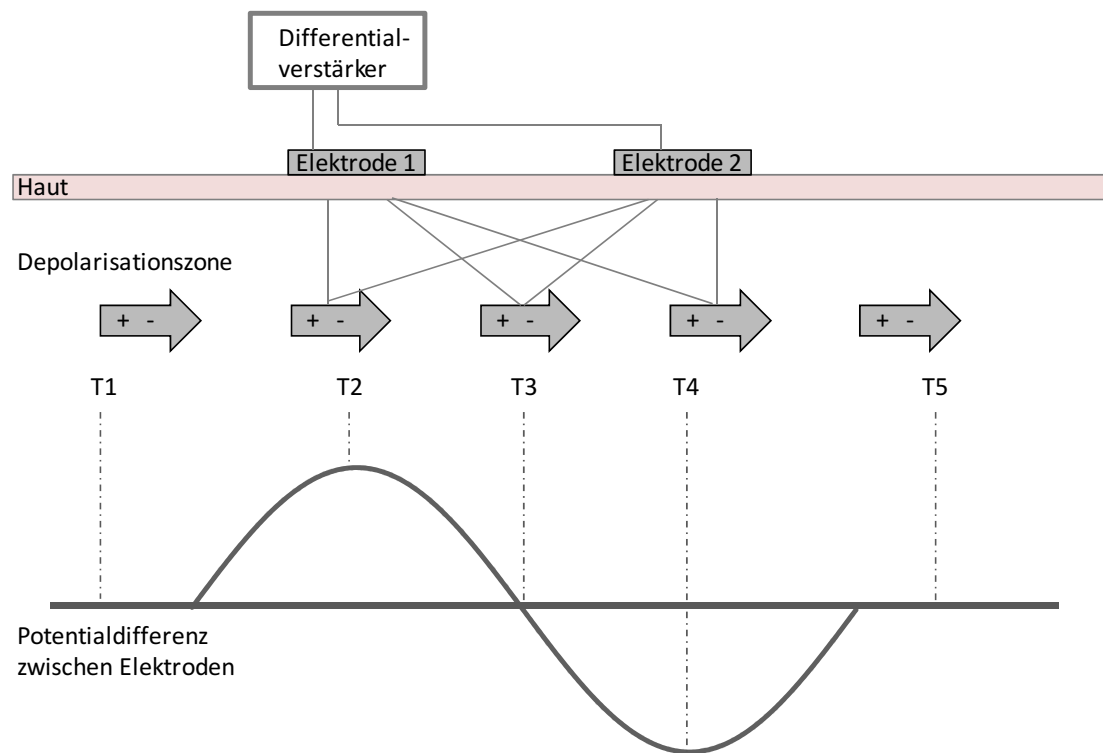


Abbildung 2.2 - Modell einer bipolaren Ableitung einer Depolarisationszone die sich entlang einer Muskelfaser unter den Elektroden ausbreitet. Die Potentialdifferenz zwischen den Elektroden wird verstärkt und aufgezeichnet. (verändert nach Freiwald et al. (2007))

Wichtige Vorteile der bipolaren Ableitung gegenüber der monopolen Ableitung sind vermindertes Rauschen und eine bessere räumliche Auflösung (De Luca und Knaflitz 1992).

Bei der Aktivierung eines Muskels werden mehrere motorische Einheiten und mehrere Muskelfasern aktiviert. Das EMG-Signal stellt somit ein Summenpotential vieler motorischer Einheiten dar (Freiwald et al. 2007).

3 Ziele der Arbeit

Aufgrund der hohen Relevanz des chronisch unspezifischen Rückenschmerzes bei Arbeitnehmern ist es von besonderer Bedeutung, Verhaltens- und Verhältnisprävention zu untersuchen und neue Ergebnisse in den Arbeitsalltag der Arbeitnehmer zu integrieren.

Es ist Ziel dieser Arbeit, eine mögliche verhältnispräventive Strategie in ihrem Effekt auf die Rumpf- und Beinmuskulatur zu testen. Kann eine gewichtsabhängige Fersendämpfung im Arbeitsschutzschuh die muskuläre Aktivierung beeinflussen und womöglich einen protektiven Effekt auf das Muskel-Skelett-System mit sich bringen?

Aufgrund der heterogenen Altersstruktur der Arbeitsschutzschuh tragenden Arbeitnehmer wurden gezielt eine Gruppe jüngerer und eine Gruppe älterer Probanden zur Analyse herangezogen, um etwaige Unterschiede des Effektes zu identifizieren. Zudem mussten die Probanden verschiedene Gehgeschwindigkeiten absolvieren, um ein möglichst breites Arbeitsspektrum abzudecken.

Aus diesem Studienaufbau ergeben sich nunmehr folgende Hypothesen:

1. Die Rückfußdämpfung erzielt ihre Wirkung primär beim Gehen durch Dämpfung des Fersenaufsatzes. Daher ist bei der hier durchgeführten Variation der Dämpfung:
 - a. keine Veränderung der muskulären Aktivierungscharakteristik im Stand zu erwarten
 - b. eine Veränderung der muskulären Aktivierungscharakteristik beim Gehen zu erwarten
2. Der muskuläre Aufwand ist bei optimaler Fersendämpfung am geringsten und steigt bei stärkerer und schwächerer Dämpfung an.
3. Bei steigender Gehgeschwindigkeit steigen die Amplitudenwerte unabhängig von der Dämpfung oder vom Alter der Probanden an.

4. Die muskuläre Reaktion auf zwei verschiedene Gehgeschwindigkeiten unterscheidet sich beim Einsatz verschiedener Dämpfungselemente. Eine optimale Dämpfung sorgt für eine ökonomischere Aktivierungscharakteristik als keine oder eine zu starke Dämpfung.
5. Es werden zwei verschiedene Altersgruppen untersucht, um Veränderungen die durch die altersbedingte Involution der Muskulatur auftreten, sichtbar zu machen. Bei den älteren Männern ist deshalb ein höheres Anstrengungsmaß zu erwarten.
6. Das Gehen auf dem Laufband ist eine häufig verwandte und damit gebräuchliche Methode in Diagnostik, Rehabilitation und Sport, weswegen kein Einfluss der Untersuchungsdauer auf die Muskelaktivität festzustellen ist.

4 Methodik

4.1 Probanden

Männer bilden den größeren Anteil an Sicherheitsschuhträgern. Um die Ergebnisse durch bereits festgestellte Unterschiede in den Koordinationsmustern zwischen Männern und Frauen nicht zu verfälschen, wurden deshalb für diese erste Studie ausschließlich männliche Probanden untersucht (Kerrigan et al. 1998, Anders et al. 2007a, Chiu und Wang 2007). Es nahmen 73 Probanden teil, die in zwei Altersgruppen unterteilt wurden. Die 37 Probanden der Gruppe „Jung“ waren im Alter von 20 und 40 Jahren, die 36 Probanden der Gruppe „Alt“ im Alter von 50 und 70 Jahren (siehe Tabelle 4.1).

Tabelle 4.1 - Charakterisierung der Stichprobe: statistische Daten der Probanden für die Parameter Alter, Größe, Gewicht und Body Mass Index; signifikante Unterschiede der Gruppen im U-Test ($p < 0,05$) sind fett hervorgehoben; (Min. - Minimum, uQ - unteres Quartil, oQ - oberes Quartil, Max – Maximum)

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
alle; n=73				
Min	21	164	66,4	20,57
uQ	27	176	75,5	23,19
Median	37	181	80,1	24,66
oQ	59	185	85,6	26,27
Max	69	195	108,8	33,58
jung; n=37				
Min	21	172	66,4	20,57
uQ	24	180	75,3	22,40
Median	27	184	79,1	23,71
oQ	31	187	82,4	24,91
Max	37	195	108,0	29,92
alt; n=36				
Min	50	164	69,9	21,08
uQ	55	172	76,5	24,39
Median	59	178	80,5	25,95
oQ	62	182	90,9	28,36
Max	69	193	108,8	33,58
U-Test	<0,001	<0,001	0,208	<0,001

Zu den Einschlusskriterien zählten:

- die Zugehörigkeit zu einer der beiden Altersgruppen 20-40 Jahre oder 50-70 Jahre
- ein Gewicht > 70 kg

- ein BMI < 30 kg/m²

Ausschlusskriterium waren:

- relevante Vorerkrankungen des muskuloskelettalen Systems

Die Teilnahme an der Studie erfolgte auf freiwilliger Basis, nach schriftlicher und mündlicher Aufklärung über das Ziel und den Ablauf der Untersuchung. Es wurde von allen Probanden vor Beginn der Teilnahme eine schriftliche Einverständniserklärung abgegeben. Der Studie lag ein positives Votum der Ethikkommission vor (3352-01/12).

4.2 Untersuchungsmaterialien

Die Untersuchung erfolgte mit Arbeitsschutzschuhen der Firma Louis Steitz Secura GmbH + Co. KG. Alle Probanden trugen das Modell VD 2200 ESD der Kollektion Vario Vitality® (siehe Abbildung 4.1). Es handelt sich um Schnürschuhe der Sicherheitsstufe S1 (S1 nach Berufsgenossenschaftlicher Regel 191; DIN EN ISO 20345: Schuhe aus Leder oder anderen Materialien nach herkömmlichen Schuhfertigungsmethoden hergestellt mit Zehenschutzkappe aus Stahl, Kunststoff oder Aluminium mit Belastbarkeit bis 200 Joule, geschlossenem Fersenbereich, Antistatik, Energieaufnahme im Fersenbereich (Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000)). Außerdem war im Schuh die Multizonen-Dämpfung integriert, welche sich zusammensetzt aus einer Vorfuß- und Zehendämpfung, kombiniert mit einer gewichtsadaptierbaren Fersendämpfung. Dieser Schuh wurde in den Größen 39 bis 47 und den vier Breiten S (schmal), NB (normal breit), XB (extra breit) und XXB (extra extra breit) bereitgestellt. Mit Hilfe der Probeformen des Steitz Secura Messcenters (siehe Abbildung 4.2) wurde vor Beginn der Untersuchung die individuelle Größe und Breite des Fußes bestimmt und die entsprechenden Schuhe angepasst.

Für die Untersuchung wurde ein Laufband-Ergometer (Quasar.med., HP Cosmos) genutzt, dessen Lauffläche während der ganzen Untersuchung waagrecht eingestellt war.



Abbildung 4.1 - Arbeitsschuhe Steitz Secura, Modell VD 2200 ESD

4.3 Untersuchungsmethoden

4.3.1 Vorüberlegung

In der durchgeführten Untersuchung ging es darum, mögliche Effekte der gewichtsadaptierten Fersendämpfung auf die Muskelaktivität zu bestimmen. Deshalb wurden für jeden Probanden neben der optimalen Fersendämpfung eine zu weiche Dämpfung (im Folgenden immer „zu stark“) und gar keine Dämpfung (im Folgenden immer „keine“) in Form eines Dummies verwendet. Alle Gehsituationen wurden mit jedem dieser individuellen Fersendämpfungselemente durchgeführt.

4.3.2 Vorbereitung

Zu Beginn der Studie musste der Patientenaufklärung zugestimmt und die Einverständniserklärung unterschrieben werden. Anschließend fand ein Probegehen in normaler Bekleidung und eigenen Schuhen auf dem Laufband statt. Die Probanden konnten sich in gewohnter Kleidung mit dem Laufband vertraut machen, um so während der Messung ein normales Gangbild zu gewährleisten. Zur weiteren Vorbereitung war es von Nöten, die passende Schuhgröße und –weite und das Körpergewicht zu bestimmen. Je nach Körpergewicht gab es nun drei individuelle Dämpfungselemente, die sich nach den Vorgaben des Herstellers richteten:

- Eine optimale Dämpfung
 - < 57 kg – gelb; < 79 kg – grün; < 91 kg – rot; > 91 kg – schwarz
- Eine zu starke Dämpfung (weicherer Dämpfungselement)
 - Ein Dämpfungselement unter dem optimalen Element
- Gar keine Dämpfung
 - In Form eines Dummies, der keine dämpfende Wirkung zeigte

Beispiel:

Ein 85 kg schwerer Proband erhielt als optimale Dämpfung das rote Dämpfungselement, als zu starkes Dämpfungselement das grüne und den Dummy als keine Dämpfung.

Im Laufe des Versuchs wurden nun die drei individuellen Dämpfungselemente in randomisierter Reihenfolge in den Schuh eingelegt.



Abbildung 4.2 - Messcenter und Dämpfungselemente im Untersuchungsraum

Die Probanden trugen zur Untersuchung eine kurze Sporthose und die zuvor beschriebenen Arbeitsschutzschuhe. Aus hygienischen Gründen trugen alle Probanden Einmalstrümpfe. Die Elektrodenpositionen für die ausgewählten Muskeln wurden nach den internationalen Standards (SENIAM, www.seniam.org) mit einem chirurgischen Hautstift markiert (exakte Elektrodenposition siehe Tabelle 4.2 und Abbildung 4.3). Sie orientieren sich an anatomischen Landmarken und liegen immer in Muskelfaserrichtung. Zur Detektion der korrekten Ableitstelle diente auch die Anspannung des Muskels.

Um untersucherbedingte Variationen zu vermeiden, erfolgte die Markierung der Elektrodenposition immer durch die selbe, erfahrene Person. Anschließend wurden die markierten Hautareale rasiert und mit Abrasionspaste vorbereitet, um gute Ableitbedingungen zu schaffen und den Hautwiderstand zu minimieren.

Tabelle 4.2 - abgeleitete Muskeln mit deren exakter Elektrodenlokalisierung

Muskel (Abkürzung)	Lokalisation / Orientierung
<i>Bauchmuskulatur</i>	
M. rectus abdominis (ra)	kaudale Elektrode in Höhe des Nabels, 4cm von der Mitte entfernt, vertikal
M. obliquus internus abdominis (oi)	medial der Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
M. obliquus externus abdominis (oe)	unterhalb des tiefsten Punktes des Rippenbogens, auf Linie zum kontralateralen Tuberculum pubicum, direkt am Rippenbogen
<i>Rückenmuskulatur</i>	
M. multifidus lumbalis (mf)	medial und parallel der Linie SIPS-L1/L2, nach kranial, Beginn: Höhe L5
M. erector spinae (iliocostalis) (ico)	1 cm medial der Linie SIPS – tiefster Punkt der untersten Rippe, Höhe L2, entlang Linie
M. erector spinae (longissimus) (lo)	kaudale Elektrode Höhe L1, auf Muskelbauch, nach kranial
<i>Hüft – und ischiocrurale Muskulatur</i>	
M. gluteus medius (gm)	Mitte der Distanz zwischen Beckenkamm und Trochanter major, vertikal
M. biceps femoris (bf)	Mitte der Distanz Gesäßfalte und lateraler Epicondylus tibiae, auf dieser Linie
M. semitendinosus (st)	Mitte der Distanz Tuber ischiadicum und medialer Epicondylus tibiae, vertikal
<i>Knieextensoren</i>	
M. vastus lateralis (vl)	2/3 der Distanz distal SIAS zur lateralen Patella, auf dieser Linie, vertikal
M. vastus medialis (vm)	8/10 Distanz distal SIAS zum medialen Gelenkspalt
<i>Unterschenkelmuskulatur</i>	
M. tibialis anterior (ta)	2/3 Distanz distal zwischen Fibulaköpfchen und medialen Malleolus, auf dieser Linie
M. gastrocnemius medialis (gc)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches, auf Linie vom medialen Femurkondylus zur Achillessehne

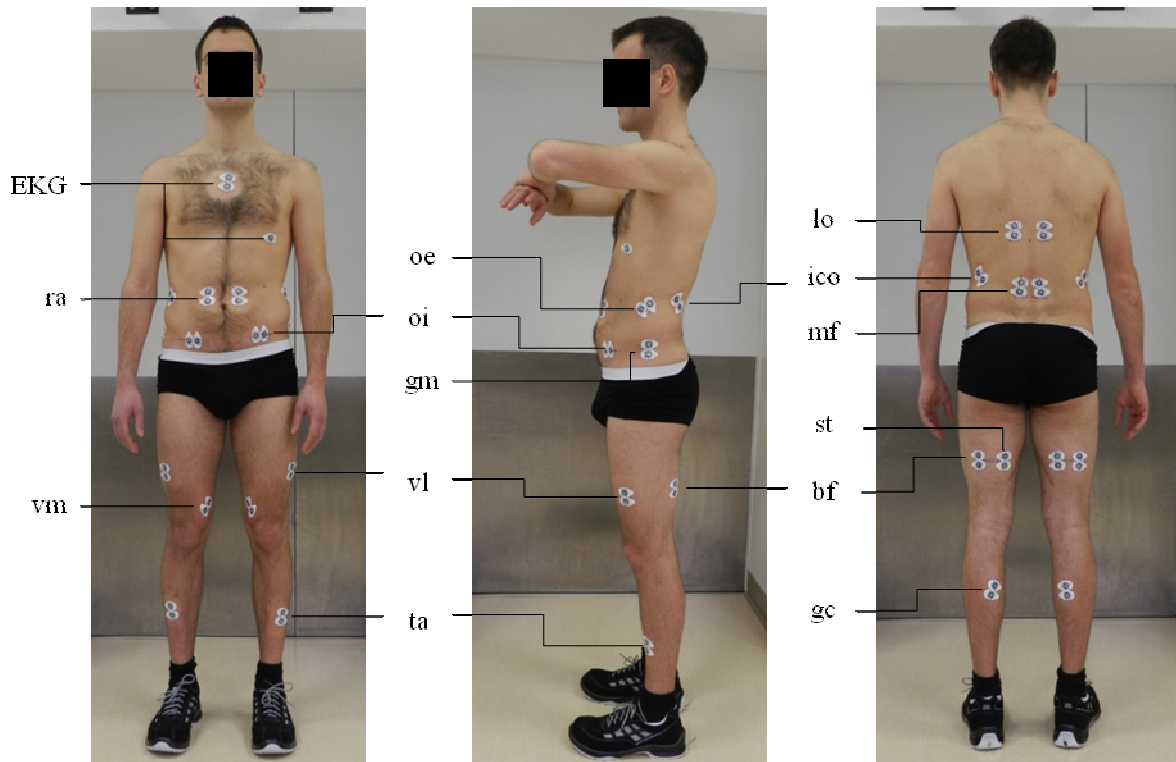


Abbildung 4.3 – Elektrodenpositionen: Vorder-, Seit- und Rückansicht

Nach dem Aufkleben der OEMG-Elektroden (Ag-AgCl Elektroden: H93SG, Arbo®) wurden die Verstärker angebracht und mit Pflastern und elastischen Netzbandagen fixiert, um Bewegungs- und Zugartefakte zu vermeiden und freies Gehen zu gewährleisten.

Zur Identifikation der Fersenaufsatz-Zeitpunkte dienten unter den Absätzen angebrachte Drucksensoren (FSR-402, Interlink Electronics). Außerdem wurde das EKG-Signal abgeleitet, um später die EKG-bedingten Artefakte im OEMG-Signal eliminieren zu können.

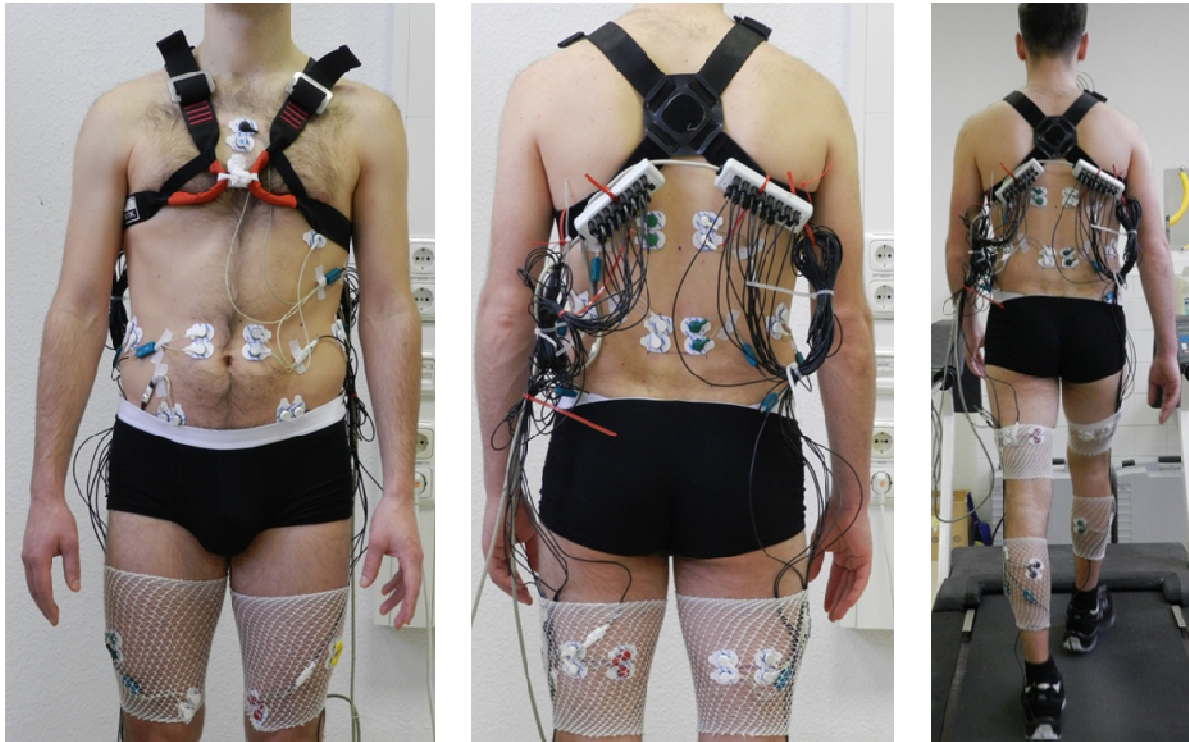


Abbildung 4.4 – Proband mit applizierter Messapparatur (Elektroden und Fixierung, Verstärker, Steckfelder und Befestigung), Links und Mitte: Vorder- und Rückansicht eines Probanden; Rechts: Rückansicht eines Proband während der Messung auf dem Laufband

4.3.3 Ablauf

Vor Beginn der Aufzeichnung wurden die EMG-Signale auf Störungen überprüft und diese gegebenenfalls behoben. Diese visuelle Signalkontrolle erfolgte während der gesamten Messung, um Artefakte zu minimieren. Jeder Proband durchlief in randomisierter Reihenfolge drei Messblöcke mit je einem neuen Paar Dämpfungselemente.

Zu Beginn jedes Blocks wurde eine Ruhemessung durchgeführt, während der der Proband in aufrechter, entspannter Körperhaltung 20s ruhig stand. Anschließend folgten die Messungen im Gehen. Hier absolvierten die Probanden die Geschwindigkeiten 2, 3, 4, 5 und 6 km/h in ebenfalls randomisierter Reihenfolge für minimal 30 Schritte. Die Teilnehmer hatten ausreichend Zeit, sich an die neue Gehsituation zu gewöhnen und die Messung begann immer erst dann, wenn ein natürliches Gangbild mit normaler Schrittlänge zu beobachten war.

Zwischen den Messblöcken wurden die Dämpfungselemente in den Schuhen laut Randomisierungsprotokoll für den Probanden gewechselt. Dabei blieben die Elektroden an Ort und Stelle. Der Proband war dazu angehalten ruhig stehen zu bleiben (keine Drehung im Rumpf o.ä.), um eine unveränderte Position der Elektroden und damit konstante

Messsituation zu gewährleisten. Die primär festgelegte Abfolge der Gehgeschwindigkeiten wurde individuell für jeden Messblock beibehalten.

4.3.4 Signalableitung

Die Muskelaktivität wurde im bipolaren Modus abgeleitet und mit dem Faktor 1.000 verstärkt (Verstärkertechnik: Biovision). Das analoge Signal wurde mit dem Messsystem Tower of Measurement (ToM) der Firma DeMeTec mit einer A/D-Wandlungsrate von 2000/s und einer Auflösung von 24 bit (Spannungsbereich ± 5 V, damit Amplitudenauflösung von 0,6 nV/bit) digitalisiert.

4.3.5 Signalverarbeitung

Die Schritte der Signalbearbeitung erfolgten allesamt mit der Software MATLAB. Es wurden eigens dafür programmierte Skripte verwendet.

Generell wurden alle Signale für alle Situationen gleichermaßen korrigiert: Eingangs erfolgte eine Elimination von Gleichspannungsanteilen, um Störungen von außen zu minimieren. Es gab zudem eine Hochpassfilterung bei 20 Hz, um Bewegungsartefakte zu minimieren, und eine Tiefpassfilterung von 400 Hz. Weiterhin fand eine 50 Hz-Filterung statt, um Wechselstromartefakte zu vermeiden.

4.3.5.1 EKG Elimination

Die elektrische Aktivität des Herzens stellt eine gleichmäßige, je nach Muskel unterschiedlich stark ausgeprägte, „Signalverunreinigung“ im OEMG dar. Deshalb war es vor Beginn der Datenanalyse von Nöten, diese EKG-Artefakte aus dem OEMG-Signal zu eliminieren. Da die Herzaktivität, je nach Distanz und Achse des Zielmuskels zur Herzachse, das OEMG verschieden stark „verunreinigt“, wurde das Signal für jeden Muskel gesondert eliminiert. Ziel war es ein Template (dt. Schablone) des EKG-Signals auf jedem einzelnen Muskelkanal zu erstellen, um dieses dann vom OEMG-Signal abzuziehen.

Dazu wurden zunächst die exakten Zeitpunkte der QRS-Komplexe durch Markierung der R-Zacke bestimmt. Anschließend wurden alle Markierungen kontrolliert und ggf. falsch gesetzte Marker, wie beispielsweise markierte Extrasystolen, mit der Software AtisaPro (GJB) entfernt. Bei undeutlichen oder fehlerhaften EKG-Signalen wurde für die Bestimmung des Zeitpunktes des Kammerkomplexes das Signal des *ra* verwandt, da das EKG-Artefakt dort am deutlichsten sichtbar ist.

Anschließend wurde im Abstand von ± 100 ms für alle detektierten R-Zacken das Signal für diesen Kanal gemittelt (Erstellung des Template) und mit einer Cosinusfunktion gewichtet, sodass sichergestellt werden konnte, dass durch die Anwendung des Templates an dessen Rändern kein neuer Artefakt entstand. Anschließend wurde das errechnete Template für jeden Kanal an den zuvor markierten Stellen abgezogen. Somit konnten die EKG-Artefakte für jeden Probanden und Muskel individuell entfernt werden. (Mörl et al. 2010)

Die Weiterverarbeitung der Daten unterschied sich für die Situation in Ruhe (Statik) und die gemessenen Gangphasen (Dynamik).

4.3.5.2 statische Daten

Für die Weiterverarbeitung des OEMG-Signals in der Ruhephase wurde das EKG-Signal als zeitliche Markierung genutzt. So wurde die Kurve 0,1 s nach der R-Zacke in einer Dauer von 0,4 s betrachtet. Es wurde für jeden Muskeln an all diesen beschriebenen Stellen die root mean square-Werte (rms) berechnet.

Die Bildung der rms ist eine etablierte Gleichrichtungs- und Glättungsmethode des Roh-EMG-Signals. Zur Bildung der rms wird die Wurzel der mittleren quadrierten Signalamplituden über einen betrachteten Zeitraum ermittelt (De Luca und Knaflitz 1992, Freiwald et al. 2007). Aus den so gewonnenen rms-Werten können nunmehr verschiedenste Parameter zur weiteren Analyse des OEMGs gebildet werden (vgl. 4.4.1.).

4.3.5.3 dynamische Daten

Für die Weiterverarbeitung des OEMG-Signals der Gehphasen wurden die Fersenaufsatzzeitpunkte als zeitliche Markierung genutzt. Es fand zuerst eine automatische Markierung dieser Zeitpunkte statt, die im Anschluss visuell kontrolliert und ggf. korrigiert wurde. Durch die Markierung der Fersenaufsatzzeitpunkte konnte so die Dauer der Schrittzyklen (Aufsatz links bis folgender Aufsatz links) für jeweils eine Situation gemittelt werden.

Durch die besondere Situation auf dem Laufband war es wichtig, unnatürliche oder unsichere Schritte zu eliminieren. Diese Kontrolle erfolgte in zwei Stufen.

Einerseits wurden in den folgenden Verarbeitungsschritten nur noch Schrittzyklen eingeschlossen, die weniger als 10 % von der medianen Schrittlänge abwichen, andererseits erfolgte eine visuelle Kontrolle der Amplitudenverlaufskurven für jede Situation. Hier wurden die Summenamplitudenverlaufskurven aller Schritte einer Situation gleichzeitig dargestellt, um abweichende Kurven identifizieren und manuell eliminieren zu

können. Nach Ausschluss fehlerhafter Schritte für alle Situationen erfolgte nun die Berechnung der Parameter.

4.4 Datenanalyse

4.4.1 Auswerteparameter

4.4.1.1 statische Daten

Die zuvor berechneten rms-Werte wurden für jeden einzelnen Muskel gemittelt, sodass für jeden Probanden pro Muskel pro Dämpfungssituation ein Mittelwert für die muskuläre Aktivität in Ruhe resultierte.

Um den interindividuellen Vergleich möglich zu machen, war es nötig, die interindividuellen unterschiedlichen Amplitudenhöhen zu eliminieren. Dazu erfolgt eine Berechnung des relativen Beitrags eines Muskels zur Gesamtaktivität aller Muskeln pro Proband.

Für die Situation in Ruhe gab es also für jeden Probanden für jedes Dämpfungselement und jeden Muskel einen Mittelwert mit dazugehörigem relativem Anteil an der Gesamtaktivität.

4.4.1.2 dynamische Daten

Für die dynamischen Analysen ergaben sich rms-Werte für den gemittelten Schritt. Die Dauer eines Schrittes wurde, um interindividuelle und geschwindigkeitsabhängige Unterschiede der Schrittdauer zu eliminieren, auf 100 % zeitnormiert. Die Zeitverlaufskurven wurden mit einer Genauigkeit von 0,5 % berechnet, sodass sich pro Schritt 201 Werte pro Muskel pro Proband pro Situation ergaben.

In Abbildung 4.5 erkennt man die beispielhafte Darstellung einer mittleren Amplitudenverlaufskurve für den vl re, die sich aus den Medianen (schwarze Linie) eben dieser 201 rms-Werte ergibt. Die Fersenaufsatzzeitpunkte sind hier blau (links) und grün (rechts) dargestellt.

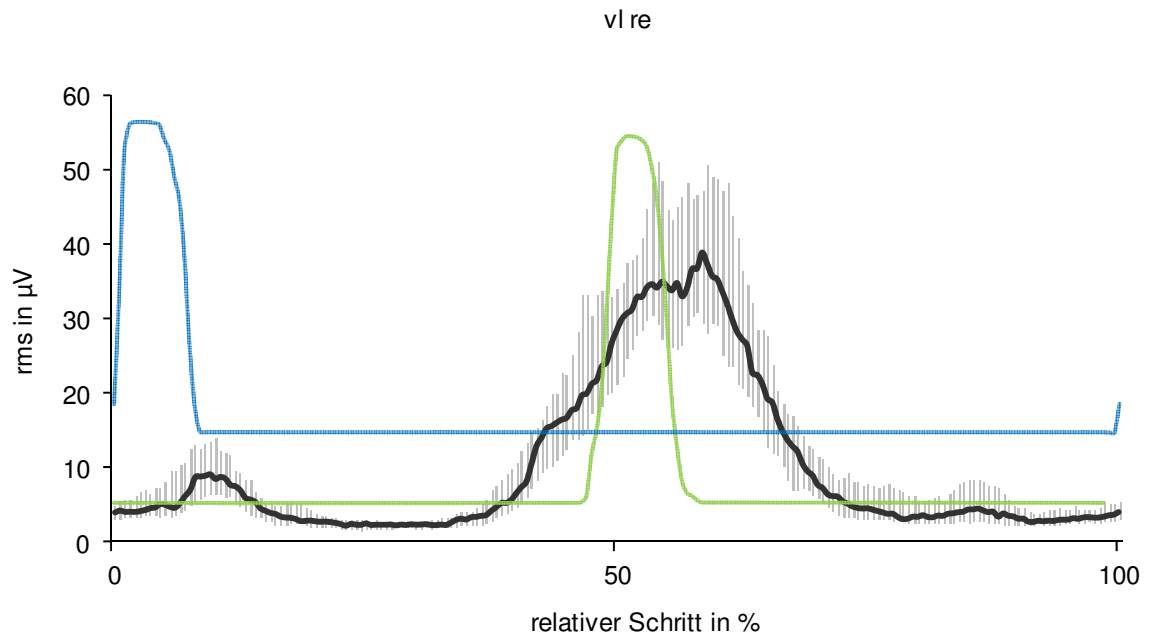


Abbildung 4.5 - Beispielhafte Darstellung einer Amplitudenverlaufskurve für den vl re (Median mit oberen und unteren Quartilen im Vordergrund; qualitative Darstellung des Fersenauftritts im Hintergrund: blau = linke Ferse, grün = rechte Ferse)

Davon abgeleitet kann man im weiteren Verlauf zeitunabhängige und zeitabhängige Daten voneinander unterscheiden.

Zeitunabhängige Daten

Zu den zeitunabhängigen Parametern zählen der mittlere Amplitudenwert (im Folgenden auch Absolutwert), der relative Amplitudenanteil (im Folgenden auch Relativwert), die relative Schwankungsbreite (im Folgenden auch Range) und das Integral zur Betrachtung des Aufwands.

Mittlere Amplitude

Um den mittleren Amplitudenwert zu erhalten, wurde für jeden Muskel für jede Geschwindigkeit der Mittelwert der 201-rms Werte pro Situation ermittelt. Der Median dieser gesammelten Mittelwerte bildete so den repräsentativen Amplitudenwert für die gesamte Gruppe. Ein Berechnungsbeispiel ist in Abbildung 4.6 zu finden.

Berechnungsbeispiel

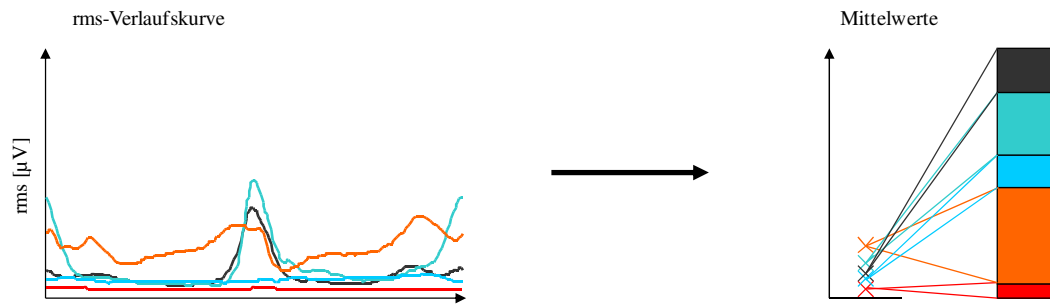


Abbildung 4.6 – Visualisierung der Berechnung des Mittelwertes von fünf verschiedenen Muskeln. Links: Darstellung der Amplitudenverlaufskurven; rechts: Ermittlung der Mittelwerte pro Muskel (x) und das Verhältnis dieser ermittelten Mittelwerte zueinander.

Relative Amplitude

Um den relativen Beitrag eines Muskels zur Gesamtaktivität aller untersuchten Muskeln analysieren zu können, wurde der jeweilige Mittelwert der rms-Werte eines Muskels eines Probanden in einer Situation zur Summe der Aktivität aller Muskeln dieses Probanden (Summer aller mittleren Amplitudenwerte) ins Verhältnis gesetzt. Auch aus diesen gesammelten relativen Amplitudenanteilen aller Probanden wurde anschließend der Median gebildet. Ein Berechnungsbeispiel findet sich in Abbildung 4.7.

Berechnungsbeispiel

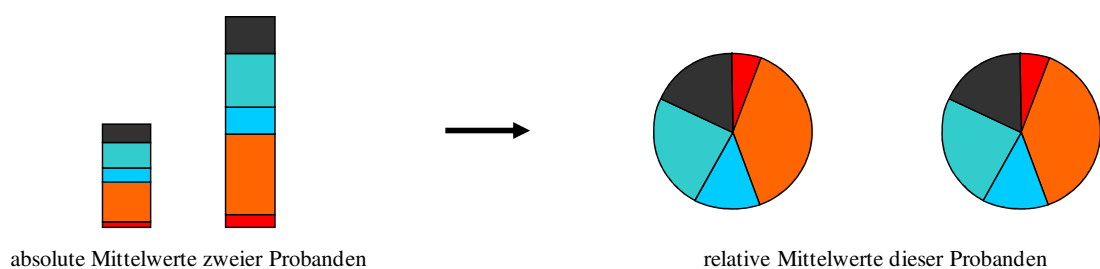


Abbildung 4.7 - Visualisierung der Berechnung der relativen Amplituden von fünf verschiedenen Muskeln. Links: Darstellung der Mittelwerte von zwei verschiedenen Probanden für die gleichen Muskeln; Rechts: relativer Anteil der Muskeln an der Gesamtaktivität (100 %), bei beiden Probanden ist der relative Anteil für jeden Muskel identisch.

Range

Des Weiteren wurde die relative Schwankungsbreite (Range) betrachtet. Es handelt sich um den auf den Mittelwert normierten Maximum-Minimum-Abstand. Dieser Parameter charakterisiert das Vorhandensein und Ausmaß der Phasizität des Signals über den normierten Schritt. Hohe Werte bedeuten deutliche Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung, was eine bessere Durchblutung der Muskulatur zur Folge hat.

Die Berechnung erfolgt analog der Vorgehensweise für die Transformation der Standardabweichung in den Variationskoeffizienten.

Berechnungsbeispiel

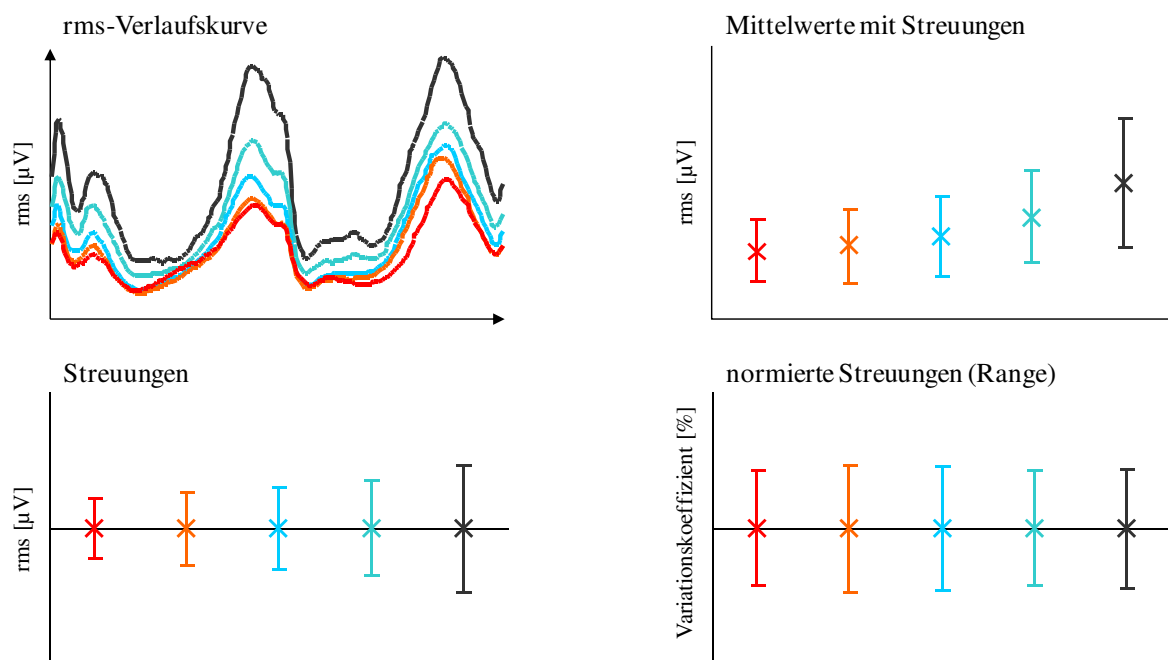


Abbildung 4.8 - Visualisierung der Berechnung der relativen Schwankungsbreite am Beispiel der Standardabweichung eines Muskels für fünf verschiedene Gehgeschwindigkeiten. Oben links: Darstellung der Amplitudenverlaufskurven; oben rechts: Darstellung der berechneten Mittelwerte mit der jeweiligen Streuung; unten links: isolierte Darstellung der absoluten Streuung; unten rechts: Darstellung der relativen Streuung normiert auf den jeweiligen Mittelwert.

Integral

Zusätzlich erfolgte eine Betrachtung des zeitbezogenen muskulären Aufwands über die Berechnung des Integrals (Parameter für den Energieaufwand). Das Integral ergibt sich durch die Einbeziehung der individuellen mittleren Schrittdauer (Fläche unter der mittleren Amplitudenverlaufskurve).

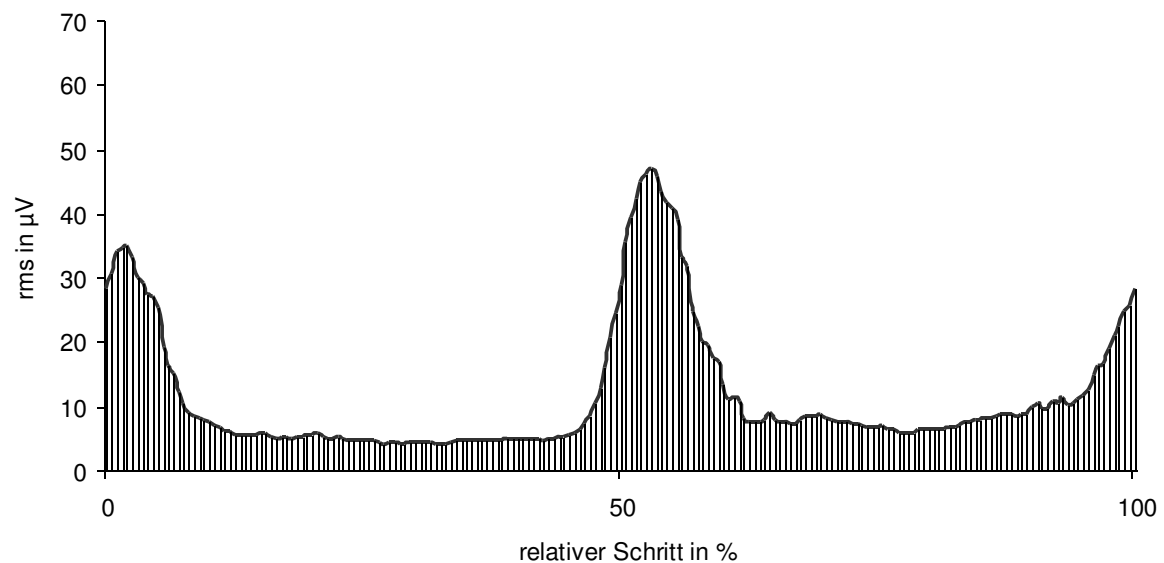


Abbildung 4.9-Visualisierung der Berechnung des Integrals. Dargestellt ist die Amplitudenverlaufskurve eines Muskels über einen Schritt. Das Integral ist die Fläche unter dieser Kurve (gestreift dargestellt).

Für den mittleren Amplitudenwert, den relativen Amplitudenanteil und das Integral wurden die Muskeln neben der Seitendifferenzierung auch seitenunabhängig betrachtet (gepoolt). Hierbei wurde der Mittelwert der Parameter für die beiden sich gegenüberliegenden Muskeln ermittelt.

Zeitabhängige Daten

Zu den zeitabhängigen Daten zählte neben der oben beschriebenen Amplitudenverlaufskurve (vgl. Abbildung 4.5) zusätzlich das Koordinationsmuster. Dieses ergab sich durch die Normierung der rms-Werte auf das Maximum für einen Muskel und eine Situation (maximale Amplitude aus den 201 Werten = 100 %; alle anderen werden zu diesem Wert ins Verhältnis gesetzt). Interindividuelle Niveauunterschiede der OEMG-Werte konnten so korrigiert werden.

Es ist bereits an dieser Stelle darauf hinzuweisen, dass in der Analyse der zeitabhängigen Werte ausschließlich Unterschiede zwischen den Gruppen „Jung“ und „Alt“ nachgewiesen werden konnten. Ursache dafür ist neben dem ohnehin geringen Effekt der Dämpfungselemente auch die notwendige besondere statistische Behandlung der Zeitverlaufskurven. Da es sich bei diesen Tests um multiple Tests handelte, wurde die false discovery rate (Korn et al. 2004) als stufenweises Korrekturverfahren genutzt, um eine falsch positive Akkumulation der p-Werte zu verhindern. So musste das Signifikanzniveau

von $\alpha = 0,05$ durch die Anzahl der verbleibenden durchzuführenden Tests (in diesem Fall maximal 201) dividiert werden. Damit verringert sich das Signifikanzniveau dramatisch (für den ersten Test gilt $\alpha = 0,05/201 = 0,000249$), was zur Ablehnung nahezu aller möglichen Unterschiede führte. Der einzige nachweisbare Unterschied war mit dieser statistischen Behandlung der Unterschied zwischen „Jung“ und „Alt“. Da das Ziel dieser Arbeit nicht darin besteht, Unterschiede des Amplitudenverlaufs- und Koordinationsmusters zwischen verschiedenen Altersgruppen beim Gehen zu beschreiben, sondern vielmehr den Einfluss von Dämpfungselementen auf diese Muster zu analysieren, werden diese Ergebnisse, obwohl sie ausgewertet wurden, im Ergebnisteil nicht behandelt.

4.4.2 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte für fast alle Tests mit Microsoft Excel 2003. Lediglich die ANOVA wurde mit der Statistiksoftware SPSS® gerechnet.

Da man bei den vorliegenden Daten von nicht normalverteilten Stichproben ausgehen muss und es sich darüber hinaus um eine relativ kleine Stichprobe handelt, wurden zur statistischen Auswertung nur nicht-parametrische Tests genutzt. Einzige Ausnahme bildet als orientierender Test die ANOVA.

4.4.2.1 Statische Daten

Einfluss des Alters

Zuerst stellte sich die Frage, ob Altersunterschiede bei der muskulären Aktivität im Stehen existieren. Zur Beantwortung wurde der nicht-parametrische U-Test von Mann und Whitney für zwei unverbundene Stichproben durchgeführt. Hier wurden jeweils die Absolut- und Relativwerte getestet. Es wurde immer eine spezielle Situation für einen Muskel für die Gruppen „Alt“ und „Jung“ gegeneinander getestet.

Einfluss der Dämpfung

Die statistische Auswertung der Ruhesituation sollte des Weiteren Antwort auf die Frage geben, ob die verschiedenen Dämpfungselemente im Fersenbereich einen Einfluss auf die muskuläre Aktivität im Stehen haben. Zur Beantwortung wurde der nicht-parametrische Friedman-Test angewandt. Es handelt sich hierbei um einen Test der, ebenso wie der

Wilcoxon-Test, auf einer Analyse von Rangsummen basiert, jedoch auch für mehr als zwei verbundene Stichproben zulässig ist (Weiß 2010).

Im vorliegenden Fall gab es drei zu analysierende Situationen (drei Dämpfungselemente). Der Test wurde sowohl für die Absolut-, als auch für die Relativwerte durchgeführt. Unter Anwendung der kritischen Rangzahldifferenz wurden die Kontraste einzeln geprüft.

Dieser Test wurde für die Gruppe „Jung“ (kritische Rangzahldifferenz 0,54), die Gruppe „Alt“ (kritische Rangzahldifferenz 0,55) und für alle Probanden gemeinsam (kritische Rangzahldifferenz 0,39) durchgeführt.

4.4.2.2 Dynamische Daten

ANOVA

Erstes Ziel der statistischen Datenauswertung für die dynamischen Daten war es herauszufinden, ob die Faktoren Körperseite, Alter, Dämpfung und Geschwindigkeit generell einen Einfluss auf die zeitunabhängigen Werte haben. Dazu wurde anfänglich eine multifaktorielle Varianzanalyse (ANOVA, engl. analysis of variance) durchgeführt. Es sollte deutlich werden, ob die Faktoren Körperseite, Dämpfung und Geschwindigkeit einen Effekt haben bzw. ob zwischen diesen Faktoren Wechselwirkungen bestehen. Darüber hinaus war von Interesse, ob das Alter, als Zwischensubjektfaktor, einen Einfluss auf die zeitunabhängigen Werte hat.

Die Analyse wurde für die 13 Muskeln, mit den Absolut- und Relativwerten, der Range und dem Integral, durchgeführt.

Einfluss des Alters

Bei der statistischen Auswertung der dynamischen Daten erfolgte zuerst die Betrachtung der gemittelten zeitunabhängigen Daten. Es galt initial die Frage zu beantworten, ob sich die zeitunabhängigen Parameter zwischen den jüngeren und älteren Probanden signifikant unterscheiden. Auch hier wurde der nicht-parametrische U-Test von Mann und Whitney für zwei unverbundene Stichproben durchgeführt. Die beiden zu vergleichenden Situationen ergaben sich nunmehr aus einer bestimmten Geschwindigkeit mit einer bestimmten Fersendämpfung für die Gruppen „Jung“ und „Alt“. Dieser Test wurde für alle fünf Geschwindigkeiten und alle Dämpfungssituationen durchgeführt. Es wurden die

Absolut- und Relativwerte, sowie die Range und das Integral betrachtet. All diese Berechnungen erfolgten auch mit den gepoolten Werten.

Einfluss der Dämpfung

Des Weiteren galt es zu prüfen, welchen Einfluss eine Veränderung der Dämpfungssituation im Schuh, bei gleich bleibender Geschwindigkeit, auf die muskuläre Aktivität hat und ob diese eher verringert oder erhöht wird. Zur Beantwortung dieser Fragestellung wurde der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben durchgeführt. Es wurden immer zwei Situationen miteinander verglichen, wobei die betrachtete Geschwindigkeit immer konstant war und lediglich die Dämpfung verändert wurde. Es ergaben sich somit für die fünf verschiedenen Geschwindigkeiten jeweils drei gegenüberzustellende Situationen: keine gegen optimale Dämpfung, optimale gegen zu starke Dämpfung und keine gegen zu starke Dämpfung.

Es sollte geprüft werden, ob zwischen den Situationen bei einer Person Veränderungen auftreten, die, fortgesetzt über alle betrachteten Personen, eine einheitliche Tendenz der Veränderung aufweisen (bspw. durchgehende Minimierung der muskulären Aktivität).

Betrachtete Parameter waren (wie beim zuvor beschriebenen U-Test) die Absolut- und Relativwerte, sowie die Range und das Integral. Alle Berechnungen erfolgten zudem mit den gepoolten Werten.

Die Ergebnisse wurden anschließend einer Bonferroni-Korrektur unterworfen, da es sich hierbei um einen multiplen Test handelte, bei dem die individuelle Signifikanzgrenze um die Anzahl der möglichen Einzelvergleiche korrigiert werden muss. In diesem Fall waren das drei Vergleiche, also lag die Signifikanzschwelle bei $\alpha = 0,05/3 = 0,01667$. Die Betrachtung erfolgte für jede Gruppe einzeln und alle Probanden zusammen.

Einfluss der zeitlichen Messposition der Dämpfung

Im weiteren Verlauf der Datenauswertung stellte sich die Frage, ob die verschiedenen zeitlichen Messpositionen und damit die Tragedauer der Dämpfungselemente im Versuchsablauf einen Einfluss auf die Muskelaktivität haben. Wie bereits in 4.3.3 beschrieben, wurden die verschiedenen Dämpfungselemente von jedem Probanden in einer randomisierten Reihenfolge durchlaufen. Somit gab es beispielsweise für die erste Messposition eine Gruppe von Probanden, die kein Dämpfungselement im Schuh trugen, eine Gruppe von Probanden, die ein optimales Dämpfungselement im Schuh trugen und

schließlich eine Gruppe von Probanden, die ein zu starkes Dämpfungselement im Schuh trugen. Die gleichen Möglichkeiten ergaben sich auch für die zweite und dritte Messposition, dann entsprechend mit anderen Probandenkonstellationen. Je nach Randomisierungsprotokoll konnten die Probanden so pro zeitliche Messposition in drei Gruppen unterteilt werden. Aufgrund der dadurch entstehenden, verhältnismäßigen kleinen Gruppen wurden hier beide Probandengruppen gemeinsam betrachtet und es fand keine Differenzierung zwischen „Alt“ und „Jung“ statt.

In Tabelle 4.3 sind die daraus entstehenden drei Gruppen pro Messzeitpunkt (insgesamt neun Gruppen) dargestellt. Um sicherzustellen, dass zwischen den einzelnen unabhängigen Gruppen kein signifikanter Unterschied von Alter, Größe, Gewicht und BMI bestand, wurde der nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Test (auch H-Test) für unabhängige Stichproben gerechnet.

Tabelle 4.3 - Charakterisierung der Gruppen, pro Messzeitpunkt aufgeteilt auf die verschiedenen Dämpfungen: statistische Daten der Probanden für die Parameter Alter, Größe, Gewicht und Body Mass Index; signifikante Unterschiede der Gruppen im Kruskal-Wallis-Test (H-Test) ($p < 0,05$) sind fett dargestellt.

1. Messzeitpunkt	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
keine, n=23				
Min	21	164	66,4	20,57
uQ	25	178	74,5	22,33
Median	50	183	78,9	24,10
oQ	59	186	83,9	25,07
Max	65	192	108,8	33,58
optimal, n=29				
Min	21	168	70,4	21,84
uQ	28	173	76,8	23,43
Median	51	180	80,5	25,05
oQ	59	185	86,1	27,02
Max	69	190	99,3	32,28
zu stark, n=21				
Min	21	172	68,4	21,59
uQ	28	178	76,3	23,65
Median	31	182	80,1	24,66
oQ	60	186	84,5	25,20
Max	68	195	108,0	30,39
H-Test	0,778	0,273	0,518	0,152

2. Messzeitpunkt	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
keine, n=34				
Min	21	168	68,4	21,59
uQ	28	178	76,9	23,20
Median	33	182	80,6	24,78
oQ	60	186	85,0	26,47
Max	68	195	108,0	32,28
optimal, n=12				
Min	21	164	66,4	21,21
uQ	23	177	75,7	22,24
Median	33	182	77,8	23,91
oQ	54	186	83,0	24,92
Max	60	193	96,3	30,52
zu stark, n=27				
Min	23	170	69,9	20,57
uQ	27	174	75,0	23,53
Median	52	180	79,5	24,96
oQ	59	185	86,0	26,42
Max	69	190	108,8	33,58
H-Test	0,302	0,738	0,679	0,425

3. Messzeitpunkt	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m ²]
keine, n=16				
Min	21	170	73,4	22,00
uQ	27	173	76,4	24,24
Median	52	177	79,7	25,10
oQ	56	183	87,5	26,69
Max	69	193	96,3	30,39
optimal, n=32				
Min	23	172	68,4	20,57
uQ	27	178	74,8	23,25
Median	34	183	79,9	24,57
oQ	60	186	84,8	25,21
Max	68	195	108,8	33,58
zu stark, n=25				
Min	21	164	66,4	21,21
uQ	28	177	76,2	22,39
Median	34	182	80,5	24,31
oQ	58	185	85,1	26,56
Max	64	192	99,3	32,28
H-Test	0,808	0,273	0,950	0,321

Mit diesen, nun neu definierten, Gruppen wurde im Folgenden analysiert, ob sich zwei Dämpfungselemente stärker voneinander unterscheiden, wenn sie zu einem späteren

Zeitpunkt der Messung getragen wurden und wie sich die muskuläre Aktivität im Verlauf der Messung verhält.

Zum besseren Verständnis findet man in Abbildung 4.10, am Beispiel des geschwindigkeitsunabhängigen Summenintegrals für die rechte Körperseite, eine beispielhafte Darstellung der sich ergebenden Daten. Es gibt drei verschiedene Messzeitpunkte (Abszisse) und zu jedem Messzeitpunkt gibt es drei verschiedene Dämpfungselemente (farblich kodiert). Wenn man sich den Verlauf des Integrals für jedes einzelne Dämpfungselement anschaut wird deutlich, dass dieser über die komplette Messung hinweg deutlich differiert.

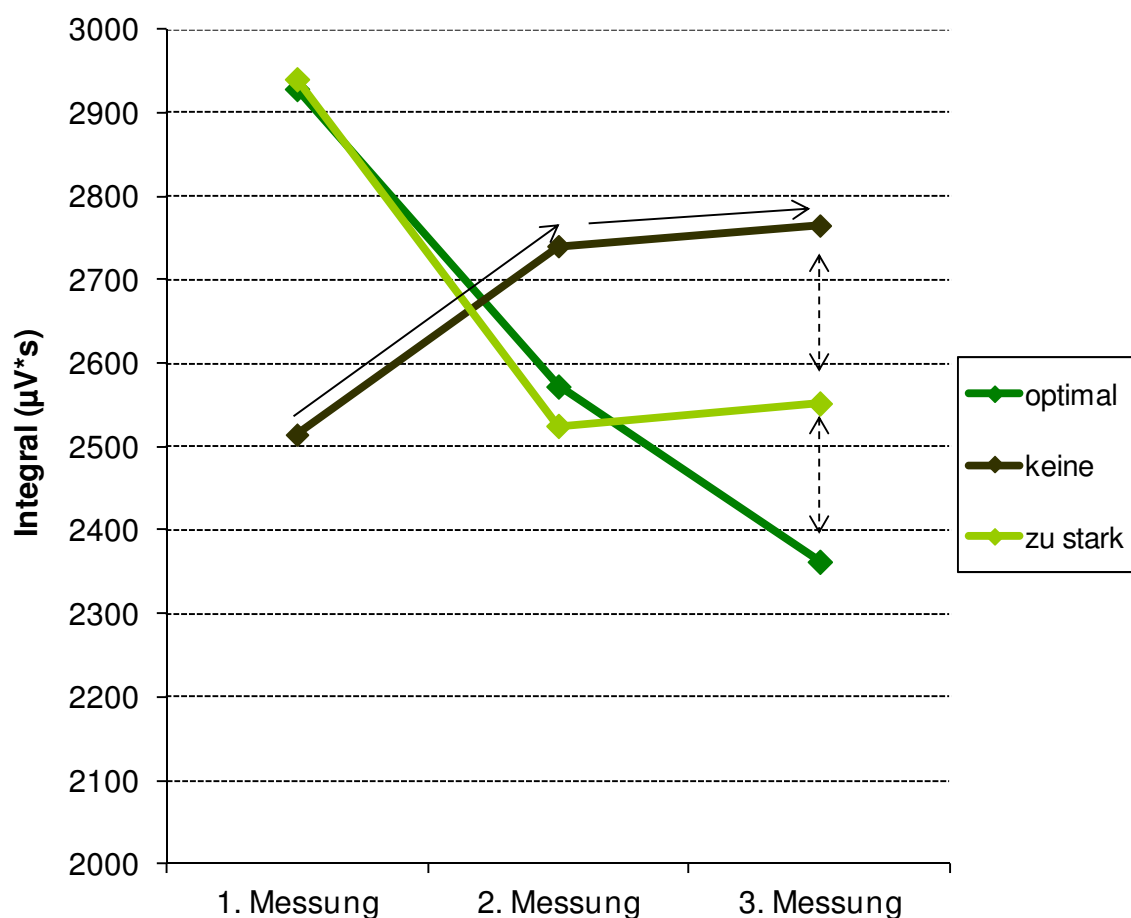


Abbildung 4.10 – Beispielhafte Darstellung des Integrals der Summe aller Muskeln für die jeweilige zeitliche Messposition für jeden Dämpfungsgrad, geschwindigkeitsunabhängig, (Abszisse = zeitliche Messposition, Ordinate = Integral, die verschiedenen Dämpfungselemente sind farblich kodiert). Modifiziert nach Hübner et al. (2013)

Aufgrund der kleinen, dabei inhomogenen Stichprobengrößen und der notwendigen Korrektur der möglichen Tests konnte hier kein statistischer Nachweis geführt werden. Deshalb erfolgt für diese Fragestellung eine rein deskriptive Beschreibung. Ziel soll sein, das Verhalten der Muskulatur im Verlauf der Messung mit konstanter Dämpfung zu beschreiben (vgl. durchgezogener Pfeil in Abbildung 4.10) und die dadurch entstehenden Muster für die drei verschiedenen Dämpfungselemente miteinander zu vergleichen (vgl. gestrichelter Pfeil in Abbildung 4.10).

5 Ergebnisse

Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt für jede Muskelgruppe gesondert in der folgenden Reihenfolge: Bauchmuskulatur, Rückenmuskulatur, Hüft- und ischiocrurale Muskulatur, Knieextensoren und Unterschenkelmuskulatur (vgl. Tabelle 4.2)

5.1 *Statische Daten*

5.1.1 Einfluss des Alters auf die Muskelaktivität in Ruhe

Wie bereits in 4.4.2.1 beschrieben wurde zur Bestimmung des Altersunterschiedes ein U-Test gerechnet.

Bauchmuskulatur

In Abbildung 5.1 sieht man die absoluten mittleren Amplitudenwerte und relativen Amplitudenanteile für die Bauchmuskulatur der Gruppe „Jung“ (hell) und „Alt“ (dunkel) für alle Dämpfungssituationen und beide Körperseiten. Dargestellt ist der jeweilige Median mit dem oberen und unteren Quartil. Diese Darstellung zeigt die Verhältnisse der einzelnen Muskeln zueinander und das Verhältnis der Muskelaktivitäten zwischen den beiden Gruppen.

Es wird deutlich sichtbar, dass der oi beider Gruppen, auf beiden Körperseiten und sowohl absolut als auch relativ die höchsten mittleren Amplitudenwerte (der Bauchmuskeln) aufweist. Des Weiteren erkennt man in der Bauchmuskulatur eine Tendenz der höheren Amplituden bei den Jungen im Vergleich zu den Alten. Um diese Tendenz auf Signifikanz zu prüfen erfolgte ein U-Test dessen Ergebnisse in Abbildung 5.2 dargestellt sind.

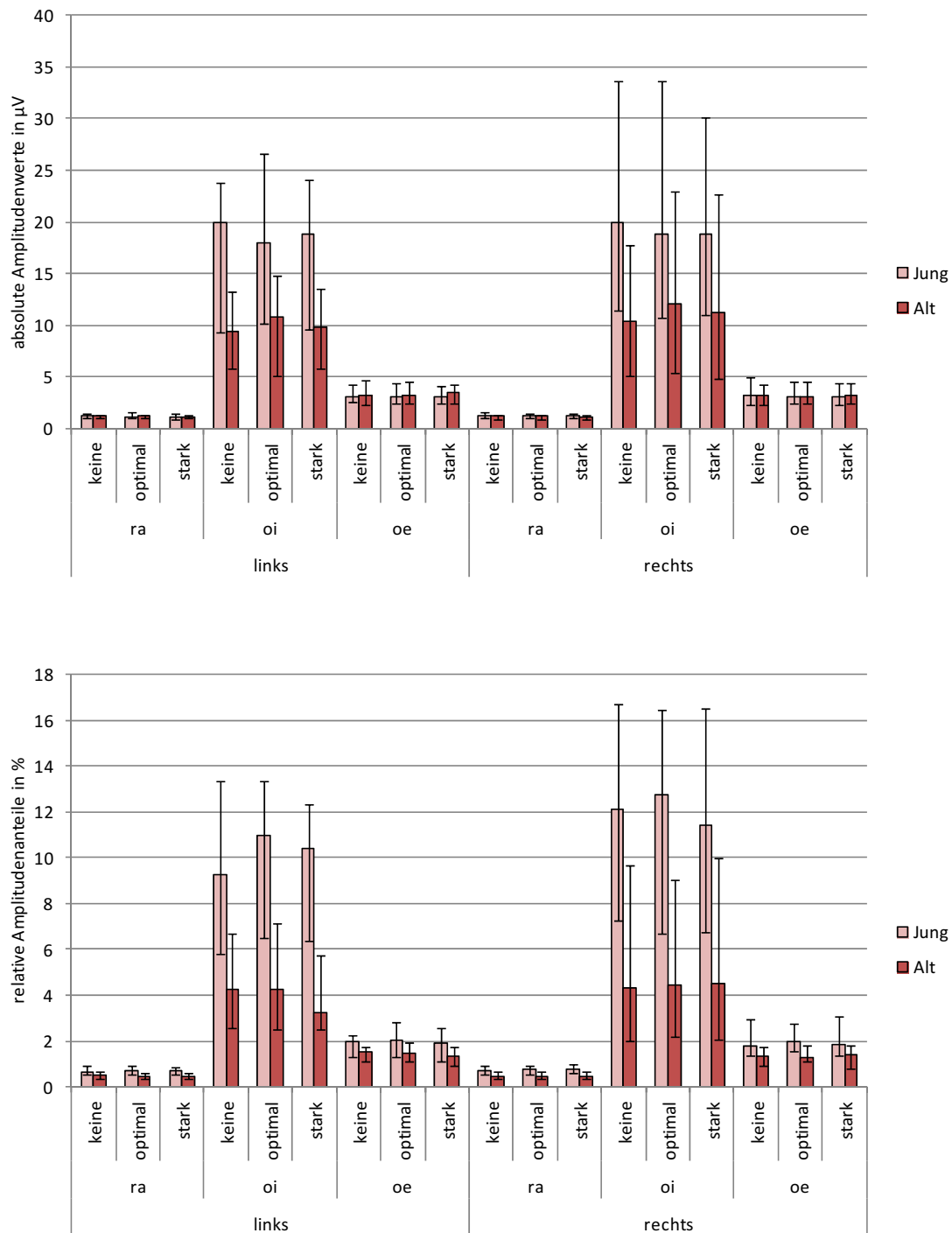


Abbildung 5.1 – Darstellung der absoluten mittleren Amplitudenwerte (oben) und relativen Amplitudenanteile (unten) der Bauchmuskulatur in Ruhe für die Gruppen Jung und Alt. Dargestellt ist der Median und das obere und untere Quartil. (heller Balken = Gruppe „Jung“, dunkler Balken = Gruppe „Alt“; links = linke Körperseite, rechts = rechte Körperseite)

In der folgenden Abbildung 5.2 sind die Ergebnisse des U-Test zusammengefasst dargestellt. Die linke Tabelle zeigt die Ergebnisse für die absoluten Parameter, die rechte Tabelle die Ergebnisse für die relativen Parameter. Die jeweiligen Tabellen sind wiederum

untergliedert in die beiden Körperhälften. Die jeweiligen Spalten stellen die verschiedenen Dämpfungselemente dar: k = keine, o = optimal, s = zu stark.

Eine farbige Feld bedeutet, dass im U-Test ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen „Jung“ und „Alt“ nachzuweisen war, dabei bedeutet eine helle Färbung signifikant auf 5 %-Niveau und eine dunkle Färbung, signifikant auf 1 %-Niveau. Die Richtung der Diagonale im Feld gibt Information darüber, ob die Jüngeren oder die Älteren den höheren Wert zeigten. Von links nach rechts ansteigend bedeutet Jung < Alt, von links nach rechts abfallend bedeutet Jung > Alt. Im Folgenden sind alle Ergebnisse für alle Muskelgruppen in dieser Form dargestellt und beschrieben. Es erfolgt immer zuerst die Visualisierung der Ergebnisse, im darauf folgenden Absatz werden diese dann erläutert.

absolut							relativ						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			ra							ra			
			oi							oi			
			oe							oe			

Abbildung 5.2 - Darstellung der Altersunterschiede für die Bauchmuskulatur, linke Abbildung: absolute mittlere Amplitudenwerte, rechte Abbildung: relativer Amplitudenanteil. Signifikante Unterschiede auf $p < 0,05$ -Niveau sind heller markiert, Unterschiede auf $p < 0,01$ -Niveau sind dunkler markiert; / bedeutet Jung < Alt; \ bedeutet Jung > Alt; Dämpfungsniveau k = keine, o = optimale, s = zu starke Dämpfung)

Für die Bauchmuskulatur zeigten sich im U-Test einige signifikante Unterschiede zwischen den beiden betrachteten Gruppen. Für die absoluten mittleren Amplitudenwerte zeigte sich vor allem beim oi li und re ein signifikant höherer Amplitudenwert für die jüngere Gruppe für alle drei Dämpfungssituationen im Schuh. Auch für die relativen Anteile der Muskelaktivität ließen sich diese Unterschiede für alle drei Dämpfungselemente nachweisen. Darüber hinaus gab es signifikante Unterschiede für die Muskeln ra re und oe re für alle drei Dämpfungssituationen und für den oe li für die optimale und zu starke Dämpfung. Für alle signifikanten Unterschiede zeigte die jüngere Gruppe einen höheren Amplitudenwert als die ältere Gruppe.

Rückenmuskulatur

absolut							relativ						
links							links						
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			mf							mf			
			ico							ico			
			lo							lo			

Abbildung 5.3 - Darstellung der Altersunterschiede für die Rückenmuskulatur. (Beschreibung siehe Abbildung 5.2)

Für die Rückenmuskulatur zeigte sich ein anderes Muster. So ergaben sich für die absoluten mittleren Amplitudenwerte signifikant kleinere Werte bei den jüngeren im Vergleich zu den älteren Probanden für den mf li und re, den ico li und den lo beidseits. Dieser Unterschied zeigte sich bei allen getesteten Dämpfungselementen im Schuh. Die gleiche Tendenz zeigte der mf li und re auch für den relativen Amplitudenanteil, mit Ausnahme der optimalen Dämpfung beim mf re, bei dem kein signifikanter Unterschied nachzuweisen war.

Hüft- und ischiocrurale Muskulatur

absolut							relativ						
links							links						
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			gm							gm			
			bf							bf			
			st							st			

Abbildung 5.4 - Darstellung der Altersunterschiede für die Hüft- und ischiocrurale Muskulatur. (Beschreibung siehe Abbildung 5.2)

Für die Hüftextensoren gab es weniger signifikant unterschiedliche Situationen, als für Bauch- und Rückenmuskulatur. Für die absoluten mittleren Amplitudenwerte zeigte sich bei Einlage der zu starken Dämpfung für alle Hüftextensoren ein signifikanter Unterschied. Hier waren die mittleren Amplitudenwerte der älteren Gruppe immer höher als die der jüngeren Gruppe. Darüber hinaus zeigte sich der gleiche Effekt für den gm li auch bei keiner Dämpfung und für den st re bei keiner und bei optimaler Dämpfung.

Für die relativen Anteile zeigte sich lediglich beim st re für die zu starke Dämpfung ein signifikant höherer Wert bei den älteren im Vergleich zu den jüngeren Probanden.

Knieextensoren

absolut							relativ						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			vl							vl			
			vm							vm			

Abbildung 5.5 - Darstellung der Altersunterschiede für die Knieextensoren. (Beschreibung siehe Abbildung 5.2)

Auch für die Knieextensoren zeigten sich signifikante Altersunterschiede. Für die absoluten mittleren Amplituden ergaben sich für beide Muskeln und alle Dämpfungselemente links und für das optimale Dämpfungselement rechts ein signifikant höherer Wert bei den Älteren im Vergleich zu den Jüngeren. Für die relativen Amplitudenanteile ließ sich das nur für die Situation ohne Dämpfung auf der linken Seite, jedoch für beide Muskeln zeigen.

Unterschenkelmuskulatur

absolut							relativ						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			ta							ta			
			gc							gc			

Abbildung 5.6 - Darstellung der Altersunterschiede für die Unterschenkelmuskulatur. (Beschreibung siehe Abbildung 5.2)

Bei Betrachtung der Unterschenkelmuskulatur ließen sich nur wenige signifikante Altersunterschiede aufzeigen. Für die relativen Amplitudenanteile ergaben sich keinerlei signifikante Unterschiede. Für die absoluten Amplitudenwerte zeigten sich für den gc li mit optimaler Dämpfung und den ta links bei keiner Dämpfung und für den ta re bei optimaler Dämpfung signifikant niedrigere Werte bei den Jüngeren im Vergleich zu den Älteren.

Zusammenfassung – statische Daten im Altersvergleich

Es bestehen, zusammenfassend betrachtet, Unterschiede der Muskelaktivität zwischen den beiden Gruppen. Insgesamt lässt sich jedoch keine einheitliche Tendenz feststellen. Auffallend ist lediglich, dass die ältere Gruppe immer die höheren Amplitudenwerte aufweist. Nur bei den Bauchmuskeln zeigen die jüngeren Probanden durchgehend einen höheren Amplitudenwert im oi. Die Veränderungen treten sowohl links als auch rechts und sowohl bei den Absolut-, als auch bei den Relativwerten auf. Für alle Dämpfungssituationen gibt es Muskeln bei denen Altersunterschiede auftreten, es lässt sich jedoch kein einheitliches Muster erkennen.

Die Beurteilung der Dämpfungseinflüsse durch den zunächst durchgeführten Friedman-Test nivelliert zwar die Gruppenunterschiede, da die beobachteten Differenzen jedoch nicht einheitlich sind, muss dabei von einer unterschiedlichen Reaktionsweise in den beiden Gruppen ausgegangen werden, sodass die beiden Altersgruppen in der Folge immer getrennt voneinander betrachtet werden.

5.1.2 Einfluss der Dämpfung auf die Muskelaktivität im Stehen

Um einen möglichen Einfluss der Dämpfungselemente auf die Muskelaktivität zu überprüfen, fand zuerst die Betrachtung der Situation in Ruhe statt. Die Ergebnisse des Friedman-Tests zeigten kaum signifikante Änderungen der absoluten Amplitudenwerte und der relativen Amplitudenanteile, sodass im Folgenden auf die gesonderte Betrachtung der Muskelgruppen verzichtet wird.

Gruppe „Jung“

Für die Gruppe „Jung“ zeigte sich bei den absoluten Amplitudenwerten lediglich für den gc re eine signifikante Veränderung der Werte zwischen verschiedenen Dämpfungssituationen, wobei der absolute Amplitudenwert mit steigender Dämpfung abnahm. Alle anderen betrachteten Muskeln zeigten keine signifikante Veränderung bei Änderung der Dämpfungssituation im Schuh.

Bei Betrachtung der relativen Amplitudenanteile an der Gesamtaktivität ergab sich für die jüngeren Probanden eine signifikante Änderung für den vl re. Der relative Beitrag dieses Muskels zur Gesamtaktivität war bei der optimalen Dämpfungssituation im Schuh am kleinsten und bei der zu starken Dämpfung am größten. Die Ergebnisse des Friedman-Tests für die Gruppe „Jung“, sind für alle Muskeln in Abbildung 5.7 dargestellt.

Gruppe „Alt“

Für die Probanden der älteren Gruppe zeigten sich folgende Veränderungen: für die absoluten Amplitudenwerte fanden sich lediglich im Bereich der Bauchmuskulatur signifikante Veränderungen. Für den ra li und oe li zeigte sich mit steigender Dämpfung im Schuh eine signifikante Abnahme der mittleren Amplitudenwerte.

Für die relativen Amplitudenanteile zeigte nur der vl li eine signifikante Änderung seines Amplitudenanteils zur Gesamtaktivität. Bei optimaler Dämpfung hatte dieser den geringsten Anteil an der Gesamtaktivität, bei keiner Dämpfung im Schuh den größten. Alle Ergebnisse für die Gruppe „Alt“ sind für die absoluten und relativen Werte in Abbildung 5.8 dargestellt.

Zusammenfassung – Einfluss der Dämpfung in Ruhe

Zusammenfassend ist festzustellen, dass es zwar durch die Einlage verschiedener Dämpfungselemente vereinzelt signifikante Veränderungen der mittleren Amplitudenwerte bzw. relativen Amplitudenanteile gibt, sich jedoch keine systematische Veränderung der Werte zeigen lassen.

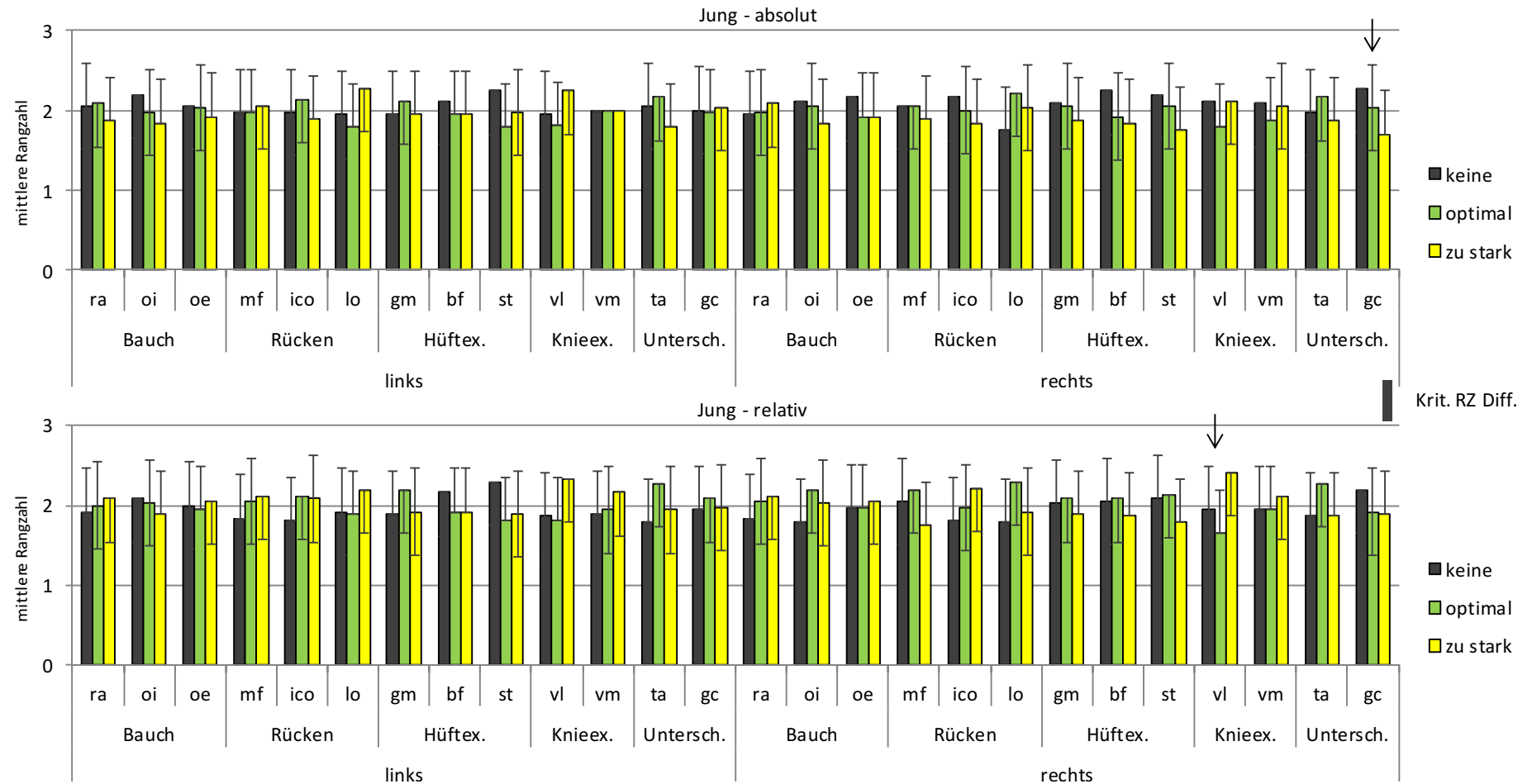


Abbildung 5.7 - Darstellung der Ergebnisse des Friedman-Tests für alle betrachteten Muskeln. Oben: absolute Amplitudenwerte; unten: relative Amplitudenanteile. Dargestellt sind die mittleren Rangzahlen für jeden Muskel für die drei verschiedenen Dämpfungselemente. Hüftex. = Hüft- und ischiocrurale Muskulatur, Knieex = Knieextensoren, Untersch. = Unterschenkelmuskulatur. Des Weiteren ist die kritische Rangzahldifferenz als Streubalken dargestellt. Wenn die Differenz der kleinsten und größten mittleren Rangzahl für einen Muskel größer ist als die kritische Rangzahldifferenz, handelt es sich um einen signifikanten Unterschied. (Darstellung der Signifikanzen auf $p < 0,05$ -Niveau: schwarzer Pfeil)

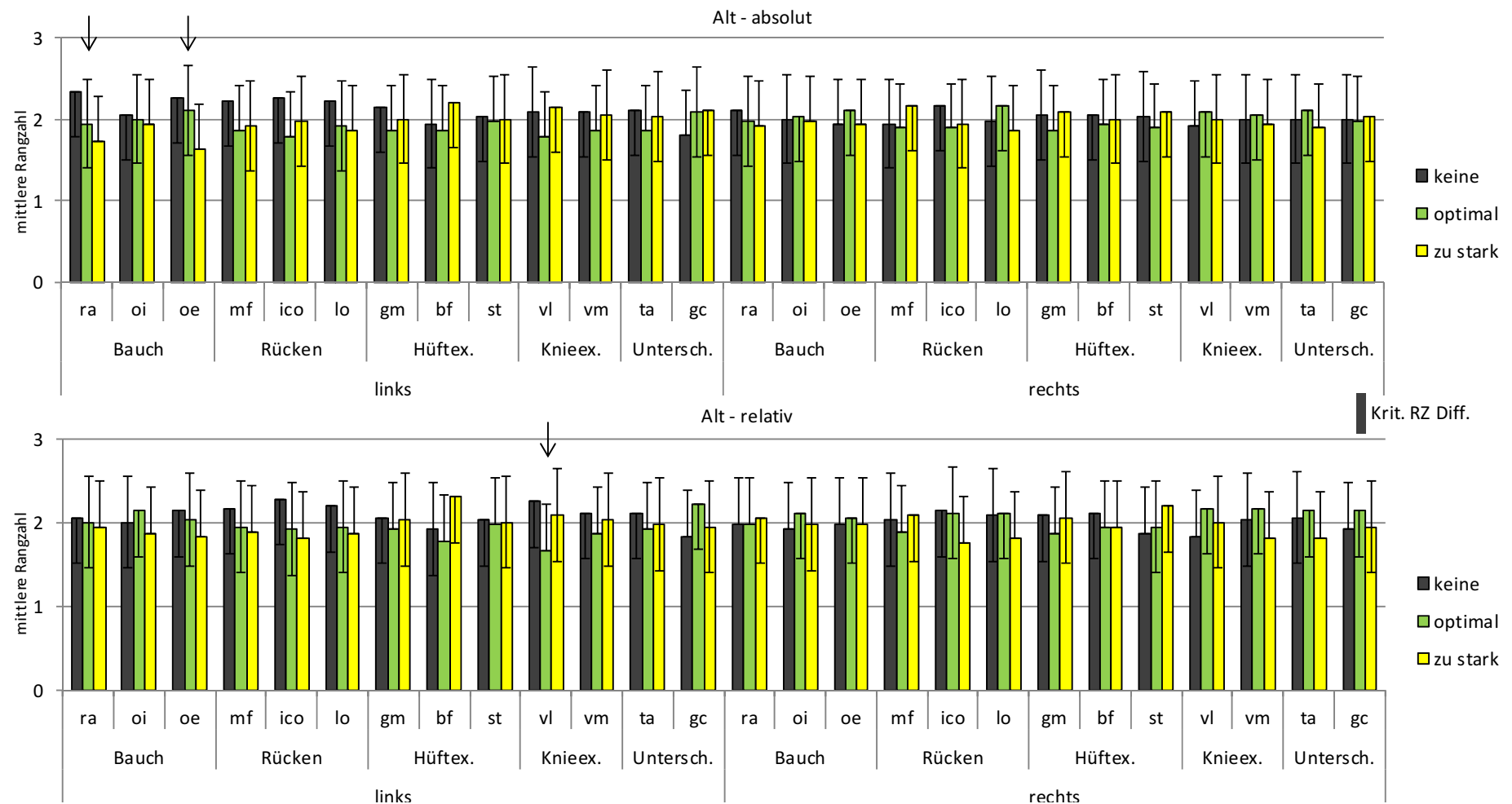


Abbildung 5.8 - Darstellung der Ergebnisse des Friedman-Tests für alle betrachteten Muskeln. Oben: absolute Amplitudenwerte; unten: relative Amplitudenanteile. Darstellung entspricht Abbildung 5.7.

5.2 Dynamische Daten

5.2.1 ANOVA

Zu Beginn der Analyse der dynamischen Daten erfolgte zum Überblick über die Gesamtstatistik eine Varianzanalyse (ANOVA). Es ging vorerst darum herauszufinden, ob bestimmte Faktoren (Körperseite, Dämpfung, Geschwindigkeit, Alter) einen generellen Einfluss auf die muskuläre Aktivität haben bzw. gegenseitige Interaktionen aufweisen. Die Varianzanalyse wurde für alle zeitunabhängigen Parameter durchgeführt (mittlere Amplitudenwerte, relativer Amplitudenanteil, Range, Integral). Es folgt für jeden Parameter einzeln eine Darstellung der errechneten Signifikanzniveaus für die einzelnen Einflussfaktoren und eine anschließende Visualisierung der Daten mit Hilfe von Maps (vgl. Abbildung 5.9). Die berechneten Interaktionen für die einzelnen Parameter sind im Anhang zu finden (Tabelle 9.1 und Tabelle 9.2).

Mittlere Amplitudenwerte

Für die mittleren Amplitudenwerte zeigte sich in der durchgeführten Varianzanalyse ein Einfluss des Zwischensubjektfaktors „Alter“ auf einen Großteil der betrachteten Muskeln. Auf den Rückenmuskel mf, alle Hüftextensoren (gm, bf, st), die Knieextensoren (vl, vm) und den Unterschenkelmuskel ta hatte das Alter einen signifikanten Einfluss ($p < 0,05$) auf die mittlere Amplitudenhöhe.

Es zeigten sich zudem für den gm, st und vl Seitenunterschiede. Dieser Einfluss war auf die Rumpfmuskulatur nicht zu beobachten.

Die Veränderung der Dämpfung hatte vor allem Einfluss auf die knieumgebende Muskulatur (vl, vm und ta), nicht jedoch auf die Rumpf- und Hüftmuskulatur.

Es zeigte sich für alle beobachteten Muskeln ein signifikanter Einfluss der Geschwindigkeit auf die mittlere Amplitudenhöhe. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 5.1 zusammengefasst.

Tabelle 5.1 - Darstellung der Ergebnisse der ANOVA für die mittleren Amplitudenwerte (schwarz und fett für alle $p < 0,05$; rot und fett für alle $p < 0,01$).

Muskel	Alter	Seite	Dämpfung	Geschwindigkeit
ra	0,433	0,109	0,227	<0,001
oi	0,136	0,220	0,675	<0,001
oe	0,128	0,200	0,088	<0,001
mf	0,014	0,923	0,228	<0,001
ico	0,079	0,468	0,271	<0,001
lo	0,221	0,061	0,188	<0,001
gm	0,019	0,028	0,152	0,002
bf	<0,001	0,055	0,115	<0,001
st	<0,001	<0,001	0,493	<0,001
vl	<0,001	<0,001	0,023	<0,001
vm	0,027	0,989	0,043	<0,001
ta	0,035	0,753	0,028	<0,001
gc	0,912	0,303	0,454	<0,001

Die Ergebnisse für die mittleren Amplitudenwerte lassen sich in den folgenden Maps visualisieren. Es ist möglich den Einfluss von Geschwindigkeit (auf der Abszisse dargestellt) und Dämpfung (auf der Ordinate) simultan darzustellen. Je höher der mittlere Amplitudenwert desto heller der jeweilige Punkt auf der Map (siehe Minimum-Maximum-Farbkodierung neben der jeweiligen Map). Die Übergänge zwischen den Einzelergebnissen sind interpoliert dargestellt. Neben dem Einfluss von Dämpfung und Geschwindigkeit auf die mittlere Amplitude lässt sich zudem deren Interaktion ablesen. Darüber hinaus werden Seitenunterschiede und Altersdifferenzen sichtbar (durch die gleichzeitige Darstellung der Körperseiten und Gruppen).

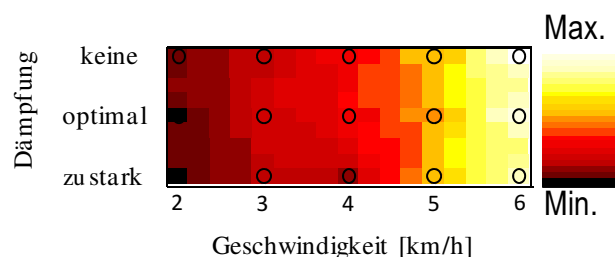


Abbildung 5.9 - Beispielhafte Darstellung einer Map. (Ordinate = Dämpfung, Abszisse = Geschwindigkeit; daneben die Minimum-Maximum-Farbkodierung)

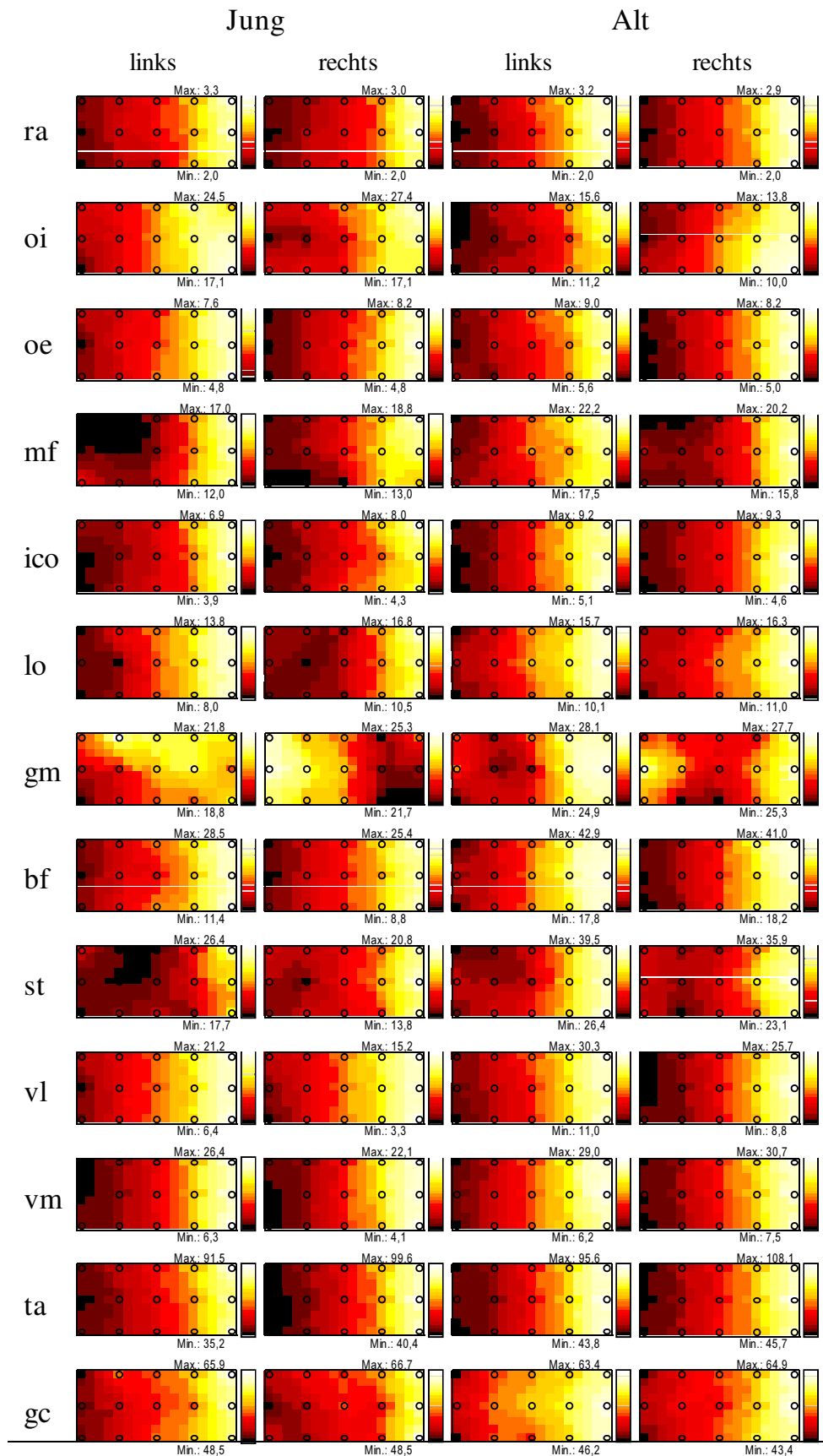


Abbildung 5.10 - Darstellung der mittleren Amplitudenwerte für die jüngere und ältere Gruppe für beide Seiten und alle Muskeln; ober- und unterhalb der einzelnen Maps sind die jeweiligen minimalen und maximalen Amplitudenwerte angeführt.

Auf den Maps für die mittleren Amplitudenwerte wird der einheitliche Einfluss der Geschwindigkeit deutlich. Es zeigt sich, mit einer Ausnahme, für alle Muskeln und Probanden eine Zunahme der mittleren Amplitude mit steigender Geschwindigkeit. Der gm re macht gegenüber dieser generellen Verhaltensweise in der jüngeren Gruppe eine Ausnahme. Hier sieht man eine Abnahme der mittleren Amplitudenwerte mit steigender Geschwindigkeit.

Für die Dämpfungselemente kann man keinen so einheitlichen Effekt nachweisen, obwohl sich bei einigen Muskeln ein Einfluss des Dämpfungselementes erahnen lässt. Dies sieht man an dem leicht diagonalen Farbverlauf wie beispielsweise beim mf li (jung) oder vm für beide Gruppen und Körperseiten.

Zudem ist erkennbar, dass die Einflussfaktoren Geschwindigkeit und Dämpfung deutlich interagieren. Der Effekt des Dämpfungselementes ändert sich mit steigender Geschwindigkeit. Gut nachvollziehen kann man diese Interaktion beispielsweise beim mf li (jung). Deutlich werden auch die Unterschiede zwischen den Gruppen und Körperseiten.

Relative Amplitudenanteile

Das Alter als Zwischensubjektfaktor hatte bei einigen der betrachteten Muskeln auch auf die relativen Amplitudenanteile einen signifikanten Einfluss. Dieser Effekt spiegelte sich hier jedoch in den Bauchmuskeln (ra, oi), den Hüftextensoren (bf, st) und dem vl und gc wieder.

Die Varianzanalyse ergab außerdem einen Einfluss der Körperseite auf den oi als einzigen Rumpfmuskel und den gm, bf, st und vl als Hüft- und Knieextensoren. Die verschiedenen Dämpfungselemente haben auf die relativen Amplitudenanteile nur beim vl einen signifikanten Einfluss.

Auch hier zeigte sich ein signifikanter Einfluss der Gehgeschwindigkeit auf die relativen Amplitudenanteile aller betrachteten Muskeln. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 5.2 zusammengefasst.

Tabelle 5.2 - Darstellung der Ergebnisse der ANOVA für die relativen Amplitudenanteile (schwarz und fett für alle $p < 0,05$; rot und fett für alle $p < 0,01$)

Muskel	Alter	Seite	Dämpfung	Geschwindigkeit
ra	<0,001	0,130	0,219	<0,001
oi	<0,001	0,023	0,676	<0,001
oe	0,083	0,245	0,061	0,034
mf	0,766	0,695	0,321	<0,001
ico	0,648	0,392	0,618	0,002
es	0,391	0,065	0,298	<0,001
gm	0,498	0,009	0,494	<0,001
bf	<0,001	0,047	0,891	<0,001
st	<0,001	<0,001	0,934	<0,001
vl	<0,001	<0,001	0,011	<0,001
vm	0,563	0,940	0,073	<0,001
ta	0,765	0,404	0,334	<0,001
gc	0,008	0,344	0,349	<0,001

Es folgt eine Darstellung der Ergebnisse der Tabelle 5.2 für die relativen Amplitudenanteile anhand von Maps (Beschreibung siehe Abbildung 5.9). Es handelt sich um eine Darstellung der relativen Muskelanteile für jeden Muskel einzeln. So ergibt sich ein einheitlicher Wertebereich für jeden Muskel, was eine gute Vergleichsgrundlage für die Gruppen darstellt.

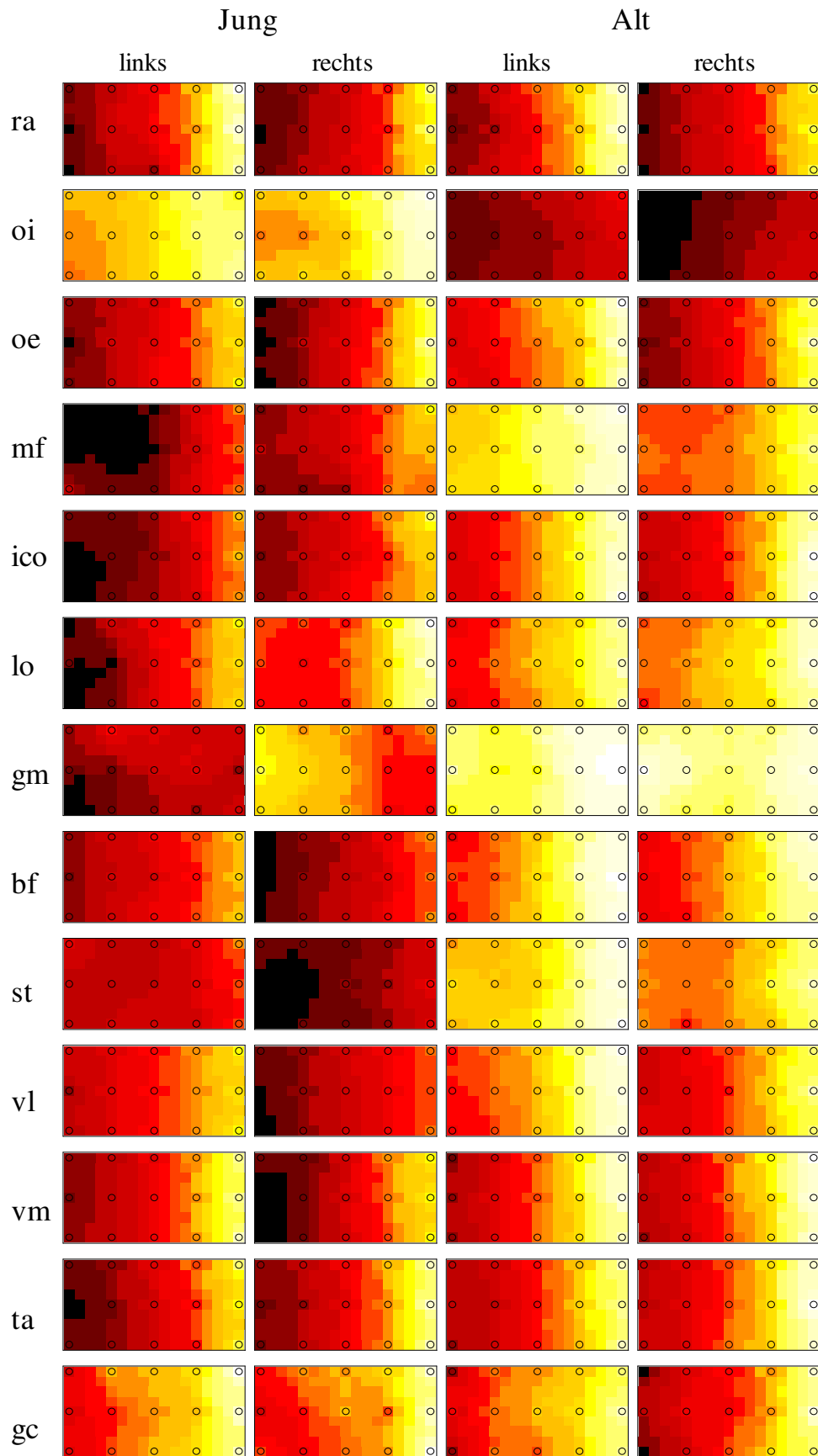


Abbildung 5.11 - Darstellung der relativen Amplitudenanteile für die jüngere und ältere Gruppe für beide Körperseiten und alle Muskeln; es gilt für jede Zeile jeweils ein einheitlicher Wertebereich.

Es ist deutlich erkennbar, dass die ältere Gruppe, mit wenigen Ausnahmen, eine höhere Amplitude aufweist als die jüngere Gruppe. Dieser Effekt ist für die einzelnen Muskelgruppen unterschiedlich stark ausgeprägt. Für die Bauchmuskulatur trifft das lediglich für den oe zu. Beim ra sind kaum Unterschiede erkennbar und beim oi geht die Tendenz in entgegengesetzter Richtung – dort haben die jüngeren Probanden höhere Werte als die älteren.

Bei der Rücken-, Hüft und ischiocruralmuskulatur zeigen die älteren Probanden die höheren relativen Werte. Bei der Unterschenkelmuskulatur lassen sich hingegen kaum Unterschiede zwischen den beiden Gruppen erkennen.

Deutlich wird zudem der Seitenunterschied über alle Muskeln in beiden Gruppen.

Range

Auch auf die relative Schwankungsbreite zeigte das Alter in der ANOVA einen Einfluss. So gab es für den oi, oe, mf und lo als Rumpfmuskeln einen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Des Weiteren ergab sich dieser Unterschied für den gm und st und die Unterschenkelmuskulatur (ta, gc). Ein Einfluss der Seite zeigte sich für den ico, st und vl.

Es ergab sich kein signifikanter Einfluss der veränderten Dämpfungssituation auf die relative Schwankungsbreite.

Die Gehgeschwindigkeit wiederum zeigte über alle Muskeln einen signifikanten Unterschied. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 5.3 zusammengefasst.

Tabelle 5.3 - Darstellung der Ergebnisse der ANOVA für die relative Schwankungsbreite (Range)
 (schwarz und fett für alle $p < 0,05$; rot und fett für alle $p < 0,01$)

Muskel	Alter	Seite	Dämpfung	Geschwindigkeit
ra	0,173	0,170	0,913	<0,001
oi	<0,001	0,375	0,667	<0,001
oe	0,028	0,388	0,537	<0,001
mf	<0,001	0,106	0,173	<0,001
ico	0,081	<0,001	0,391	<0,001
es	0,013	0,203	0,446	<0,001
gm	<0,001	0,123	0,185	<0,001
bf	0,051	0,281	0,440	<0,001
st	0,015	<0,001	0,389	<0,001
vl	0,802	0,014	0,195	<0,001
vm	0,990	0,628	0,626	<0,001
ta	<0,001	0,116	0,333	<0,001
gc	0,001	0,130	0,584	<0,001

Es folgt eine Darstellung der Daten aus der Tabelle 5.3 für die relative Schwankungsbreite anhand von Maps (Legende siehe Abbildung 5.9).

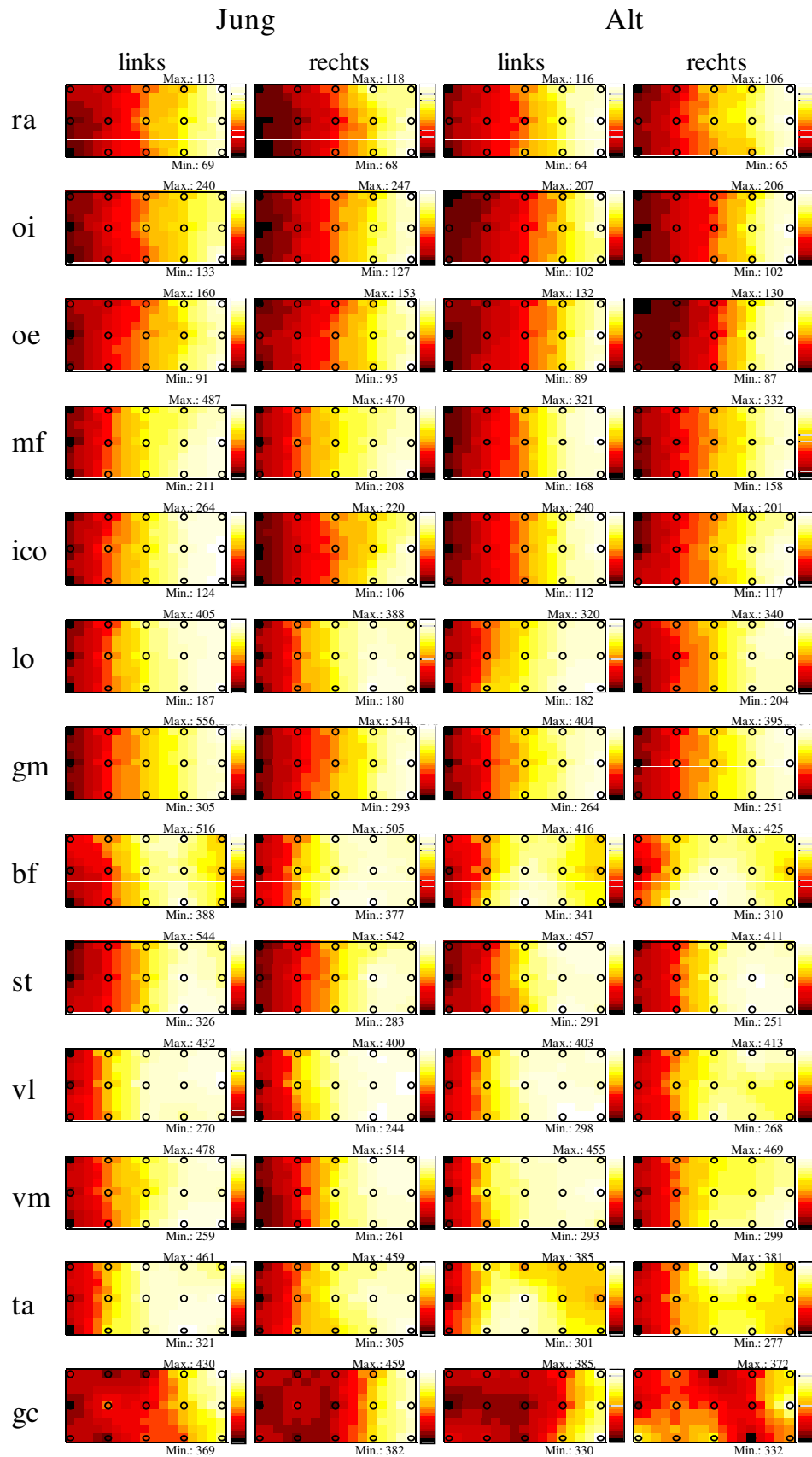


Abbildung 5.12 - Darstellung der relativen Schwankungsbreite für die jüngere und ältere Gruppe für beide Körperseiten und alle Muskeln; neben den einzelnen Maps sind die minimalen und maximalen Amplitudenwerte dargestellt.

Bei der Visualisierung der Range wird deutlich, dass es kaum Unterschiede zwischen den Altersgruppen gibt. Lediglich der leicht unterschiedliche Einfluss der Geschwindigkeit auf die Werte ist erkennbar (bspw. oe), wobei man auch hier wieder deutliche Seitenunterschiede erkennen kann.

Integral

Die Varianzanalyse zeigte für den muskulären Aufwand pro Schritt (Integral) einen Alterseinfluss auf den mf, alle Hüftextensoren (gm, bf, st) und den vl.

Für den oi, gm, st und vl zeigte sich ein signifikanter Seitenunterschied. Lediglich beim vl brachte die Veränderung der Dämpfungssituation im Schuh einen signifikanten Unterschied des muskulären Aufwands pro Schritt. Die Gehgeschwindigkeit beeinflusste das Integral aller Muskeln signifikant. Alle Ergebnisse sind in Tabelle 5.4 zusammengefasst.

Tabelle 5.4 - Darstellung der Ergebnisse der ANOVA für das Integral (schwarz und fett für alle $p < 0,05$; rot und fett für alle $p < 0,01$)

Muskel	Alter	Seite	Dämpfung	Geschwindigkeit
ra	0,159	0,116	0,421	<0,001
oi	0,090	0,021	0,770	<0,001
oe	0,282	0,188	0,115	<0,001
mf	0,045	0,834	0,299	<0,001
ico	0,159	0,556	0,379	<0,001
es	0,436	0,069	0,294	<0,001
gm	0,044	0,025	0,160	<0,001
bf	<0,001	0,063	0,179	<0,001
st	<0,001	<0,001	0,524	<0,001
vl	<0,001	<0,001	0,025	<0,001
vm	0,058	0,951	0,102	<0,001
ta	0,086	0,659	0,070	<0,001
gc	0,618	0,296	0,566	<0,001

Es folgt eine Darstellung der Daten der Tabelle 5.4 für das Integral anhand von Maps (Legende siehe Abbildung 5.9).

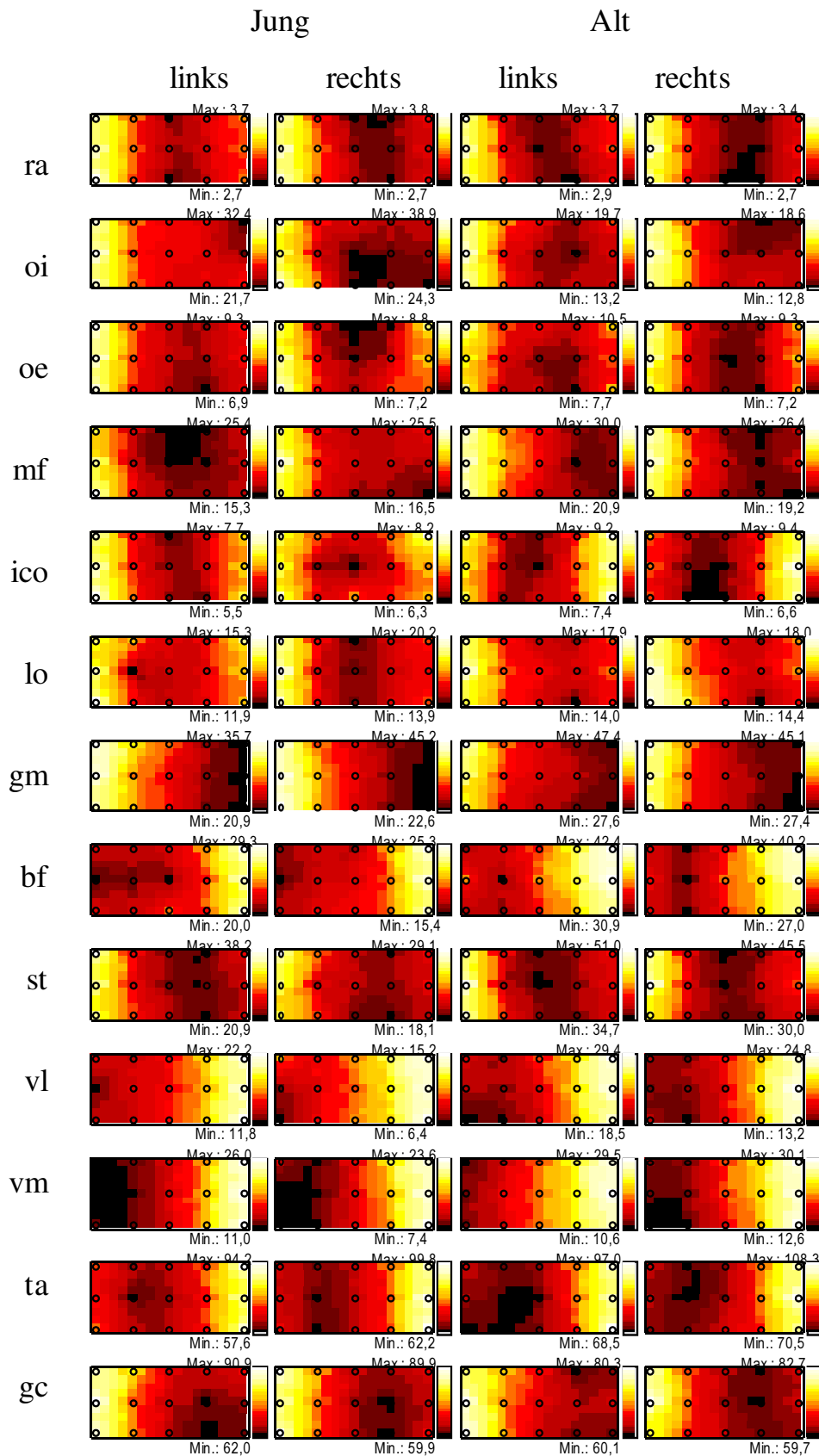


Abbildung 5.13 - Darstellung des Integrals für die jüngere und ältere Gruppe für beide Körperseiten und alle Muskeln; neben den einzelnen Maps sind die jeweiligen minimalen und maximalen Amplitudenwerte dargestellt.

Bei der Visualisierung des Integrals werden unsystematische Unterschiede zwischen den Gruppe, Seiten und Muskeln deutlich. Es ist erkennbar, dass es für die verschiedenen Muskeln verschiedene Geschwindigkeitsoptima gibt. So arbeiten Bauch- und Rückenmuskeln bei mittleren Geschwindigkeiten am ökonomischsten (zwischen 3 und 5 km/h). Gleiches gilt für st, ta und gc.

Der gm arbeitet im Bereich von 5 bis 6 km/h, bf, vl und vm bei 2 bis 3 km/h am ökonomischsten.

Zusammenfassend ist zu sehen, dass die Muskeln ra, oi, oe, mf, lo, gm, st und gc bei niedrigen Geschwindigkeiten den höchsten Aufwand haben, während bf, vl, vm und ta wiederum bei hohen Geschwindigkeiten maximalen Aufwand zeigen. Der ico arbeitet sowohl im hohen, als auch im niedrigen Gehgeschwindigkeitsbereich unökonomisch.

Zusammenfassung – ANOVA

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das Alter vor allem auf den Rückenmuskel mf, alle Hüftextensoren (gm, bf, st) und den Knieextensoren vl einen Einfluss hat. Die gilt zwar nicht streng für alle Parameter, es lässt sich aber trotzdem eine Tendenz des Alterseinflusses vor allem auf diese Muskeln beobachten.

Es gibt über alle Parameter hinweg einen signifikanten Einfluss der Körperseite auf die Muskeln st und vl. Bis auf die mittlere Amplitude und Range, gilt das auch für den Bauchmuskel oi und den Hüftextensor gm. Alle anderen signifikanten Einflüsse der Seite treten zwar nur sporadisch auf, hindern jedoch an der Betrachtung der gepoolten Werte in den folgenden Tests.

Für die Dämpfung zeigte die ANOVA, wenn überhaupt, nur einen signifikanten Einfluss auf die knieumgebende Muskulatur: vl, vm und ta, obwohl sich dieser Einfluss auf den vm und ta nur für die mittleren Amplituden zeigte.

Die Geschwindigkeit hatte, wie erwartet, auf alle Muskeln für alle Parameter einen signifikanten Einfluss.

Auffällig war zudem, dass nahezu alle Einflussfaktoren für alle Parameter einen signifikanten Effekt auf den vl zeigten.

Die beobachteten Auffälligkeiten lassen sich größtenteils auch an den dargestellten Maps nachvollziehen.

Die ANOVA gibt als statistisches Mittel nur einen groben und ungenauen Überblick über den Zusammenhang zwischen den verschiedenen Faktoren und den ermittelten Daten. Um genauere Interaktionen aufzudecken und detailliertere Fragen zu beantworten, bedarf es weiterer statistischer Tests, deren Ergebnisse im Folgenden dargestellt werden.

5.2.2 Einfluss des Alters

Zur Beurteilung des Einflusses des Alters auf die zeitunabhängigen Parameter während des Gehens wurde ein U-Test gerechnet. Dieser Test wurde, wie bereits unter 4.4.2.2 beschrieben, für alle Parameter absolut, relativ, Range und das Integral durchgeführt. Verglichen wurde immer genau eine Situation (bspw. 2 km/h, keine Dämpfung) zwischen den Gruppen „Alt“ und „Jung“.

In Abbildung 5.14 ist eine beispielhafte Darstellung für die absoluten Amplitudenwerte für die drei verschiedenen Dämpfungssituationen über alle fünf betrachteten Geschwindigkeiten für die Gruppen Jung (=j) und Alt (=a) sichtbar.

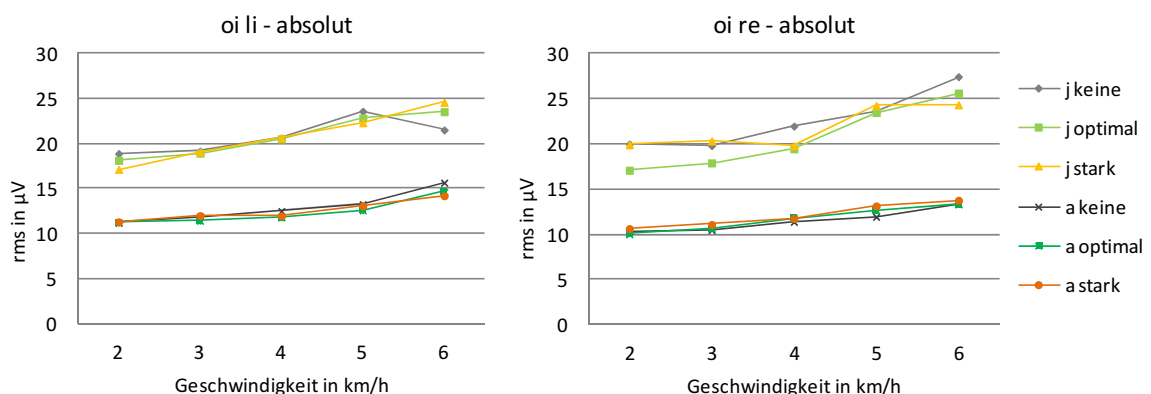


Abbildung 5.14 - Beispielhafte Darstellung der mittleren Amplitudenwerte für den oi li und re für die alten und jungen Probanden (j = jung, a = alt)

Auf der Abbildung ist erneut die Geschwindigkeitsabhängigkeit deutlich erkennbar. Zudem sieht man für diesen Muskel Seitenunterschiede und einen Einfluss des Dämpfungselementes auf die mittlere Amplitude. Besonders deutlich zeigt sich der Gruppenunterschied für die jeweilige Dämpfung und Geschwindigkeit. Der durchgeführte U-Test präzisiert diesen visuellen Eindruck. Die Ergebnisse des U-Tests für den oi li und re (dargestellt in Abbildung 5.14) können nun folgendermaßen zusammengefasst werden:

oi						
links				rechts		
k	o	s		k	o	s
			2			
			3			
			4			
			5			
			6			

Abbildung 5.15 – Beispielhafte Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für den oi li und re absolut. Dargestellt sind die signifikanten Ergebnisse durch Färbung der Zellen (hell = $p < 0,05$; dunkel = $p < 0,01$). Eine abfallende Diagonale bedeutet $j > a$, eine steigende Diagonale bedeutet $j < a$. (k = keine, o = optimal, s = zu stark)

In der Abbildung 5.15 erkennt man die Körperseiten links und rechts, die Dämpfungselemente in Spalten und die Geschwindigkeit in Zeilen. Signifikante Unterschiede sind farblich hinterlegt, eine helle Färbung bedeutet signifikant auf 5 %-Niveau, eine dunkle Färbung bedeutet signifikant auf 1 %-Niveau. Die Diagonale gibt Aufschluss über das Verhältnis der Jüngeren gegenüber den Älteren. Eine abfallende Diagonale bedeutet: die Jüngeren haben eine größere Amplitude als die Älteren. Eine steigende Amplitude würde bedeuten, dass die Jüngeren eine kleinere Amplitude haben als die Älteren. In diesem Fall haben die jüngeren Probanden also höhere mittlere Amplitudenwerte als die älteren (vgl. Abbildung 5.14 und Abbildung 5.15).

Die Ergebnisse werden im Folgenden sortiert nach Muskelgruppen und Parametern in dieser Form dargestellt. Es erfolgt immer zuerst die Visualisierung der Ergebnisse, im darauf folgenden Absatz werden diese dann erläutert.

Bauchmuskulatur

Die Berechnungen zeigten für die Bauchmuskulatur für die verschiedenen Parameter, unterschiedliche Tendenzen.

absolut																							
ra								oi								oe							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.16 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Amplitudenwerte der Bauchmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der absoluten Parameter zeigten sich nur für den oi systematisch signifikante Veränderungen zwischen den beiden betrachteten Gruppen. Dies gilt für alle Geschwindigkeiten und beide Körperseiten und zeigte sich bei allen Dämpfungselementen. Beim oi zeigten immer die jüngeren Probanden höhere absolute Amplitudenwerte als die älteren Probanden. Bei dem Großteil der Situationen war der Unterschied auf 1 %-Niveau signifikant. Für den oe ergaben sich für die absoluten Amplitudenwerte nur punktuell bei langsamster und schnellster Geschwindigkeit signifikante Unterschiede auf der linken Körperseite. Auffällig im Vergleich zum oi ist, dass die höheren Werte hier bei den älteren Probanden zu beobachten waren. Für den ra hingegen, waren keinerlei signifikante Unterschiede festzustellen.

relativ																							
ra								oi								oe							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.17 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die relativen Amplitudenwerte der Bauchmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Nach Eliminierung der interindividuellen Amplitudenschwankung durch die Berechnung der relativen Aktivität zur Gesamtaktivität zeigten sich noch deutlichere Unterschiede, als bei den absoluten Amplitudenwerten (Abbildung 5.17). Für den oi sind nun, betrachtet über alle Geschwindigkeiten und Dämpfungselemente hinweg, die relativen Amplituden auf einem Signifikanzniveau von $p < 0,01$ bei den jüngeren höher als bei älteren Probanden. Für den ra gilt Gleiches auch für die komplette rechte Körperseite. Für die linke Körperseite hingegen, zeigten sich für die Geschwindigkeiten 2 bis 5 km/h Unterschiede für alle Dämpfungen.

Bei Betrachtung der relativen Amplitudenwerte zeigten sich beim oe nun, anders als bei den absoluten Werten, signifikante Unterschiede auf der rechten jedoch nicht auf der linken Körperseite. Diese waren zwischen 2 und 5 km/h bei allen Dämpfungssituationen nachweisbar. Hier zeigten die jüngeren Probanden systematisch höhere Werte.

Range																							
ra								oi								oe							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.18 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die Range der Bauchmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der relativen Schwankungsbreite ähneln die Ergebnisse denen der absoluten Amplitudenwerte: für den oi zeigten sich nahezu über alle Situationen größere Werte bei den jüngeren im Vergleich zu den älteren Probanden. Diese Unterschiede waren auch hier teilweise auf dem 1 %-Niveau signifikant. Für den oe zeigten sich für beide Körperseiten nur punktuell Unterschiede. Auf der linken Körperseite waren diese bei den Geschwindigkeiten 4 und 6 km/h nachweisbar. Auf der rechten Körperseite hingegen bei den langsameren Gehgeschwindigkeiten 2 bis 4 km/h mit optimaler Dämpfung und bei 6 km/h ohne und mit zu starker Dämpfung. Beim ra ließ sich nur für 2 km/h ohne Dämpfung ein signifikanter Unterschied auf der linken Körperseite nachweisen. Über alle Muskeln und Situationen hinweg hatten, bei signifikantem Unterschied, immer die jüngeren Probanden höhere relative Schwankungsbreiten als die älteren Probanden.

Integral																						
ra								oi								oe						
links				rechts				links				rechts				links				rechts		
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s
			2								2								2			
			3								3								3			
			4							4							4					
			5							5							5					
			6							6							6					

Abbildung 5.19 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für das Integral der Bauchmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Schließlich erfolgte die Betrachtung des Integrals. Auch hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede für den ra und den oe. Beim oi hingegen zeigten die Jüngeren gegenüber den Älteren über alle Situationen ein signifikant höheres Integral und dies beinahe ausschließlich auf 1 %-Signifikanzniveau.

Zusammenfassend fällt für die Bauchmuskulatur auf, dass vor allem für den oi über alle Parameter hinweg signifikante Unterschiede zwischen den älteren und jüngeren Probanden auftraten. Die Unterschiede für den ra und oe zeigten sich lediglich bei Betrachtung der relativen Amplitudenwerte systematisch. Für die anderen Parameter waren nur sporadische signifikante Unterschiede nachzuweisen. Es ist auffällig, dass bei nahezu allen signifikant unterschiedlichen Situationen die jüngeren Probanden eine höhere Amplitude als die älteren Probanden aufwiesen (einzige Ausnahme: oe, absolut Amplitudenwerte, links). Gleiches konnte auch schon bei Betrachtung der statischen Situation festgestellt werden.

Rückenmuskulatur

Es folgt die gleiche Darstellung für alle Parameter für die drei Rückenmuskeln mf, ico und lo in den folgenden Abbildungen (Abbildung 5.20 bis Abbildung 5.23).

absolut																							
mf								ico								lo							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.20 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Werte der Rückenmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des U-Tests für die mittleren Amplitudenwerte sind signifikante Unterschiede ausschließlich auf der linken Körperhälfte festzustellen. So ist für mf und ico für alle Geschwindigkeiten und alle Dämpfungselemente ein signifikanter Unterschied feststellbar. Für den lo ergab sich dies für alle Geschwindigkeiten bei optimaler Dämpfung und für 3 km/h bei zu starker Dämpfung. In allen signifikant unterschiedlichen Situationen zeigten die Jüngeren, anders als bei den Werten der Bauchmuskeln, kleinere Amplitudenwerte als die Älteren.

relativ																							
mf								ico								lo							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.21 -- Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die relativen Werte der Rückenmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der relativen Amplitudenwerte waren nur vereinzelt signifikante Unterschiede nachweisbar. Beim ico rechts ließen sich für die jüngeren Probanden bei 3 und 4 km/h mit optimaler und zu starker Dämpfung höhere Amplitudenwerte im Vergleich zu den Älteren zeigen. Für den mf gab es nur für eine Situation auf der linken Körperseite

einen nachweisbaren Unterschied. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede für die Gruppen „Jung“ und „Alt“ beim lo für die relativen Amplitudenwerte.

Range																							
mf								ico								lo							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2							2					
			3								3							3					
			4								4							4					
			5								5							5					
			6								6							6					

Abbildung 5.22 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die Range der Rückenmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Range ergaben sich für den mf für alle Situationen und beide Seiten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Jüngeren hatten die höhere relative Schwankungsbreite. Gleiches ließ sich beim ico jedoch nur auf der linken Seite nachweisen. Dort zeigten sich signifikante Unterschiede für alle Dämpfungen zwischen 3 und 5 km/h. Der Unterschied zwischen den Gruppen beim lo war links etwas häufiger nachweisbar als rechts. Ab 4 km/h war die relative Schwankungsbreite für alle Dämpfungselemente links bei den Jüngeren signifikant höher im Vergleich zu den Älteren. Rechts zeigte sich diese Beobachtung nur vereinzelt ab 4 km/h.

Integral																							
mf								ico								lo							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2							2					
			3								3							3					
			4								4							4					
			5								5							5					
			6								6							6					

Abbildung 5.23 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für das Integral der Rückenmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung des Integrals ergaben sich signifikante Unterschiede wiederum nur für die linke Körperseite. Beim mf und ico war das Integral über alle Situationen auf der linken Körperseite bei den jüngeren Probanden kleiner als bei den älteren. Für den lo ließ sich dieser Unterschied nur bei 4 km/h, optimal nachweisen.

Zusammenfassend fällt für die Rückenmuskulatur auf, dass deutlich mehr signifikante Unterschiede auf der linken Körperseite zwischen den beiden betrachteten Gruppen nachweisbar waren. Dies gilt vor allem für die Muskeln mf und ico für die Parameter absoluter Amplitudenwert, sowie das Integral. Im Gegensatz zur Bauchmuskulatur zeigten die Jüngeren hier systematisch kleinere Werte im Vergleich zu den Älteren.

Bei der Range wiesen die Jüngeren die höheren Werte auf. Dies ließ sich für einige Situationen bei alle betrachteten Rückenmuskeln feststellen.

Hüft- und ischiocrurale Muskulatur

Für die Hüft- und ischiocrurale Muskulatur ergaben sich folgende Ergebnisse:

absolut																							
gm						bf						st											
links						rechts		links						rechts		links						rechts	
k	o	s			k	o	s	k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
				2							2								2				
				3							3								3				
				4							4								4				
				5							5								5				
				6							6								6				

Abbildung 5.24 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Werte der Hüft- und ischiocruralen Muskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des U-Tests für die mittleren Amplitudenwerte für die Hüft- und ischiocrurale Muskulatur zeigten sich für den bf und st signifikante Unterschiede mit $p < 0,01$ für alle Geschwindigkeiten und Dämpfungselemente auf beiden Körperseiten. Die jüngeren Probanden wiesen eine niedrigere Amplitude auf als die älteren Probanden. Für den gm unterschieden sich die mittleren absoluten Amplitudenwerte erst ab einer Geschwindigkeit von 4 km/h vor allem links und isoliert auf der rechten Körperseite. Auch hier zeigten die Jungen die kleineren Werte.

relativ																														
gm						bf						st																		
links						rechts				links						rechts				links						rechts				
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s
			2								2								2											
			3								3								3											
			4								4								4											
			5								5								5											
			6								6								6											

Abbildung 5.25 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die relativen Werte der Hüft- und ischiocruralen Muskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Für die relativen Amplitudenwerte (vgl. Abbildung 5.25) zeigten sich nur für den bf und st signifikante Unterschiede. Diese waren jedoch systematisch über nahezu alle Situationen hinweg nachweisbar. Bei den jüngeren Probanden waren die relativen Amplitudenwerte immer kleiner als bei den älteren Probanden. Für den gm ließen sich keinerlei signifikante Unterschiede nachweisen.

Range											
gm						bf					
links				rechts				links			
k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								
			3								
			4								
			5								
			6								

Abbildung 5.26 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die Range der Hüft- und ischiocruralen Muskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Anders als für die zuvor betrachteten Parameter (absolut und relativ) zeigten sich bei Betrachtung der Range vor allem für den gm Unterschiede. So ist für diesen Muskel auf beiden Körperseiten, über alle Geschwindigkeiten und Dämpfungselemente hinweg ein signifikanter Unterschied feststellbar. Für den bf zeigten sich Veränderungen links ab 4 km/h (keine Dämpfung) und mit aufsteigender Geschwindigkeit für alle betrachteten Dämpfungssituationen.

Auch für den st ergaben sich signifikante Unterschiede. Links waren diese eher unsystematisch: ohne Dämpfung nur bei 5 km/h, bei optimaler Dämpfung über Geschwindigkeiten außer 4 km/h hinweg und bei zu starker Dämpfung bei 2, 5 und 6 km/h nachweisbar. Rechts hingegen zeigten die Jüngeren ab 4 km/h systematisch über alle Dämpfungssituationen hinweg größere relative Schwankungsbreiten als die Älteren. Bei den langsameren Geschwindigkeiten war dieser nur bei zu starker Dämpfung nachweisbar. Auffällig ist hier, dass die jüngeren Probanden in den signifikant unterschiedlichen Situationen immer einen höheren Wert aufwiesen als die älteren Probanden.

Integral																							
gm								bf								st							
links				rechts				links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2								2				
			3								3								3				
			4								4								4				
			5								5								5				
			6								6								6				

Abbildung 5.27 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für das Integral der Hüft- und ischiocruralen Muskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des Integrals zeigten sich Unterschiede vor allem im bf und st. Für diese Muskeln zeigten die jüngeren Probanden durchgängig über beide Seiten, alle Gehgeschwindigkeiten und Dämpfungssituationen ein signifikant niedrigeres Integral als die älteren Probanden. Für den gm war dieser Unterschied nur auf der linken Körperseite ab 5 km/h bei allen Dämpfungselementen feststellbar.

Zusammenfassend fielen für die Parameter absolut, relativ und Integral systematische Unterschiede für den bf und st mit jeweils höheren Werten für die Älteren auf. Bei der Range hingegen ließen sich eher für den gm Unterschiede nachweisen – hier mit höheren Werten für die jüngeren Personen.

Knieextensoren

absolut															
vl								vm							
links				rechts				links				rechts			
k	o	s		k	o	s		k	o	s		k	o	s	
			2								2				
			3								3				
			4								4				
			5								5				
			6								6				

Abbildung 5.28 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Werte der Knieextensoren. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des U-Tests für die beiden Knieextensoren sind Unterschiede sichtbar. Der vl zeigte über alle Geschwindigkeiten und Dämpfungssituationen hinweg auf beiden Körperseiten signifikant kleinere Amplituden bei den jüngeren Probanden im Vergleich zu den älteren. Für den vm ließ sich dies nur auf der

rechten Körperseite für alle Situationen zeigen. Links war der Effekt nur isoliert bei 3 km/h mit optimaler Dämpfung nachweisbar.

relativ													
vl							vm						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.29 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die relativen Werte der Knieextensoren.
Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Für die relativen Amplitudenwerte zeigten sich signifikante Unterschiede vor allem für den vl. Auch hier traten immer bei den Jüngeren kleinere relative Amplitudenwerte auf. Wie bereits bei den absoluten Werten war der Effekt beim vm hingegen deutlich geringer ausgeprägt. Lediglich auf der rechten Körperseite bei 2 und 3 km/h ließen sich signifikante Unterschiede nachweisen.

Range													
vl							vm						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.30 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die Range der Knieextensoren.
Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Für die Range trat isoliert für den vl bei 2 km/h bei optimaler und zu starker Dämpfung ein signifikant niedrigerer Wert bei den jüngeren Probanden auf. Auch beim vm war dieser Effekt bei 2 km/h optimal und 3 km/h zu stark nachweisbar. Darüber hinaus zeigten sich keinerlei signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen.

Integral													
vl							vm						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.31 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für das Integral der Knieextensoren.
Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Der U-Test ergab für das Integral deutliche Unterschiede für den vl beidseits. Hier war über alle Geschwindigkeiten und Dämpfungssituationen hinweg ein signifikanter Unterschied nachweisbar. Für den vm sind Unterschiede wieder nur auf der rechten Körperseite feststellbar. Dieser war außer bei 2 km/h ohne Dämpfung in jeder anderen Situation nachweisbar. Bei Betrachtung des Integrals zeigten die jüngeren Probanden über alle signifikanten Situationen hinweg kleinere Werte als die älteren.

Zusammenfassend lässt sich für die Knieextensoren sagen, dass signifikante Unterschiede vor allem für den vl und vm rechts auftraten. Hier zeigten die jüngeren Probanden vor allem für die absoluten Amplitudenwerte und das Integral, vereinzelt auch für die relativen Werte kleinere Amplituden als die älteren Probanden. Für die Range waren kaum signifikante Unterschiede nachweisbar.

Unterschenkelmuskulatur

absolut													
ta							gc						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.32 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Werte der Unterschenkelmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Ergebnisse des U-Tests für die absoluten Amplitudenwerte der Unterschenkel, zeigten sich nur für den ta signifikant kleinere Werte bei den jüngeren Probanden: auf der linken Seite ohne Dämpfung bei 3 bis 5 km/h, mit optimaler Dämpfung bei allen Geschwindigkeiten und mit zu starker Dämpfung bei 4 und 5 km/h. Auf der rechten Körperseite war dieser Effekt zwischen 3 und 5 km/h für nahezu alle Dämpfungssituationen nachweisbar.

relativ													
ta							gc						
links							links						
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.33 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die relativen Werte der Unterschenkelmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der relativen Amplituden traten, im Gegensatz zu den absoluten Amplituden, Unterschiede nur beim gc auf. Links ließen sich signifikant größere Werte bei den Jungen ab 3 km/h bei allen (außer 3 km/h optimal) Dämpfungselementen zeigen. Auch rechts war dieser Effekt sichtbar. Hier jedoch über alle Geschwindigkeiten und Dämpfungssituationen hinweg.

Range													
ta							gc						
links							links						
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.34 - Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für die Range der Unterschenkelmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung der Range sind für beide Unterschenkelmuskeln signifikante Unterschiede feststellbar. Hier zeigten die jüngeren Probanden über alle signifikanten Situationen eine höhere relative Schwankungsbreite als die älteren Probanden.

Für den ta sind Unterschiede zwischen 4 und 6 km/h für alle Dämpfungen auf beiden Seiten feststellbar. Zusätzlich bei 3 km/h links bei optimaler Dämpfung und rechts bei allen Dämpfungselementen. Für den gc zeigten sich signifikante Unterschiede bei nahezu allen Situationen mit nur wenigen Ausnahmen bei 2 und 3 km/h.

Integral													
ta							gc						
links				rechts			links				rechts		
k	o	s		k	o	s	k	o	s		k	o	s
			2							2			
			3							3			
			4							4			
			5							5			
			6							6			

Abbildung 5.35 Darstellung der Ergebnisse des U-Tests für das Integral der Unterschenkelmuskulatur. Beschreibung siehe Abbildung 5.15.

Bei Betrachtung des Integrals zeigten sich Unterschiede nur vereinzelt für den ta li: bei 3 km/h mit optimaler Dämpfung und bei 4 und 5 km/h mit jeder betrachteten Dämpfung im Schuh. Die jüngeren Probanden zeigten hier ein signifikant kleineres Integral als die älteren Probanden.

Zusammenfassend ist für die Unterschenkelmuskulatur feststellbar, dass Veränderungen für beide Muskeln eher sporadisch auftraten.

Für die Range traten bei beiden Muskeln vor allem bei höheren Geschwindigkeiten Unterschiede auf.

Zusammenfassung – Einfluss des Alters

Zusammenfassend kann man für die Altersunterschiede bei den zeitunabhängigen Parametern folgende Aussagen treffen: Im Bauchbereich wiesen die Jüngeren, mit einigen wenigen Ausnahmen, höhere Amplitudenwerte auf als die Älteren. Bei allen anderen Muskelgruppen wiesen jedoch die älteren Probanden für die Parameter absolut, relativ und Integral höhere Werte auf als die jüngeren. Einzige Ausnahme bildet der gc relativ, wo auch die Jüngeren höhere Amplituden aufwiesen als die Älteren. Bei Betrachtung der Range zeigten nahezu immer die jüngeren Probanden höhere Werte.

Des Weiteren ist feststellbar, dass bei vielen Situationen die Menge der signifikanten Unterschiede mit steigender Geschwindigkeit zunimmt (bspw. Abbildung 5.22, Abbildung 5.24, Abbildung 5.26, Abbildung 5.33, Abbildung 5.34).

Aufgrund der nachgewiesenen Altersunterschiede erfolgt für die folgenden Fragestellungen die Betrachtung der Gruppe „Jung“ und „Alt“ isoliert.

5.2.3 Einfluss der Dämpfung

Um einen möglichen Einfluss der verschiedenen Dämpfungselemente auf die Parameter mittlere und relative Amplitude, Range und Integral nachweisen zu können wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt. Es wurden für alle Parameter in beiden Gruppen alle Dämpfungssituationen miteinander verglichen.

Im Folgenden werden die signifikanten Ergebnisse in einer Übersicht dargestellt.

In der folgenden Abbildung 5.36 ist eine beispielhafte Darstellung der signifikanten Ergebnisse sichtbar. Erkennbar ist die vertikale Aufteilung der Spalten in die Altersgruppen und die Unterteilung dieser in die einzelnen Muskeln. Für jeden Muskel erfolgt eine horizontale Einteilung für die aufsteigenden Geschwindigkeiten, welche am unteren Ende der Tabelle abzulesen sind. Die vertikale Aufteilung dient der Unterscheidung der verschiedenen gegenübergestellten Dämpfungssituationen. Hierbei wird die schwächere (= härtere) Dämpfung immer zuerst genannt. Die einzelnen Testsituationen sind dann in jeweils vier Zeilen unterteilt, die der Kodierung der getesteten Parameter (absolut, relativ, Range, Integral) dienen.

Signifikante Ergebnisse sind farblich hinterlegt. Wenn eine Diagonale von links unten nach rechts oben das jeweilige Feld durchquert, bedeutet dies einen niedrigeren Wert für die härtere, im Vergleich zu der weicheren Dämpfung (bei k:o bedeutet das also keine < optimal). Über die Stärke und Form der Diagonale wird kodiert, ob der Unterschied zwischen den Dämpfungselementen isoliert auf einer Seite auftrat oder auf beiden Seiten. Für letzteres ist die Gleichsinnigkeit der Ergebnisse (markiert durch einen dicken Strich) von einer entgegengesetzten Orientierung (zwei sich kreuzende Diagonalen) abzuheben.

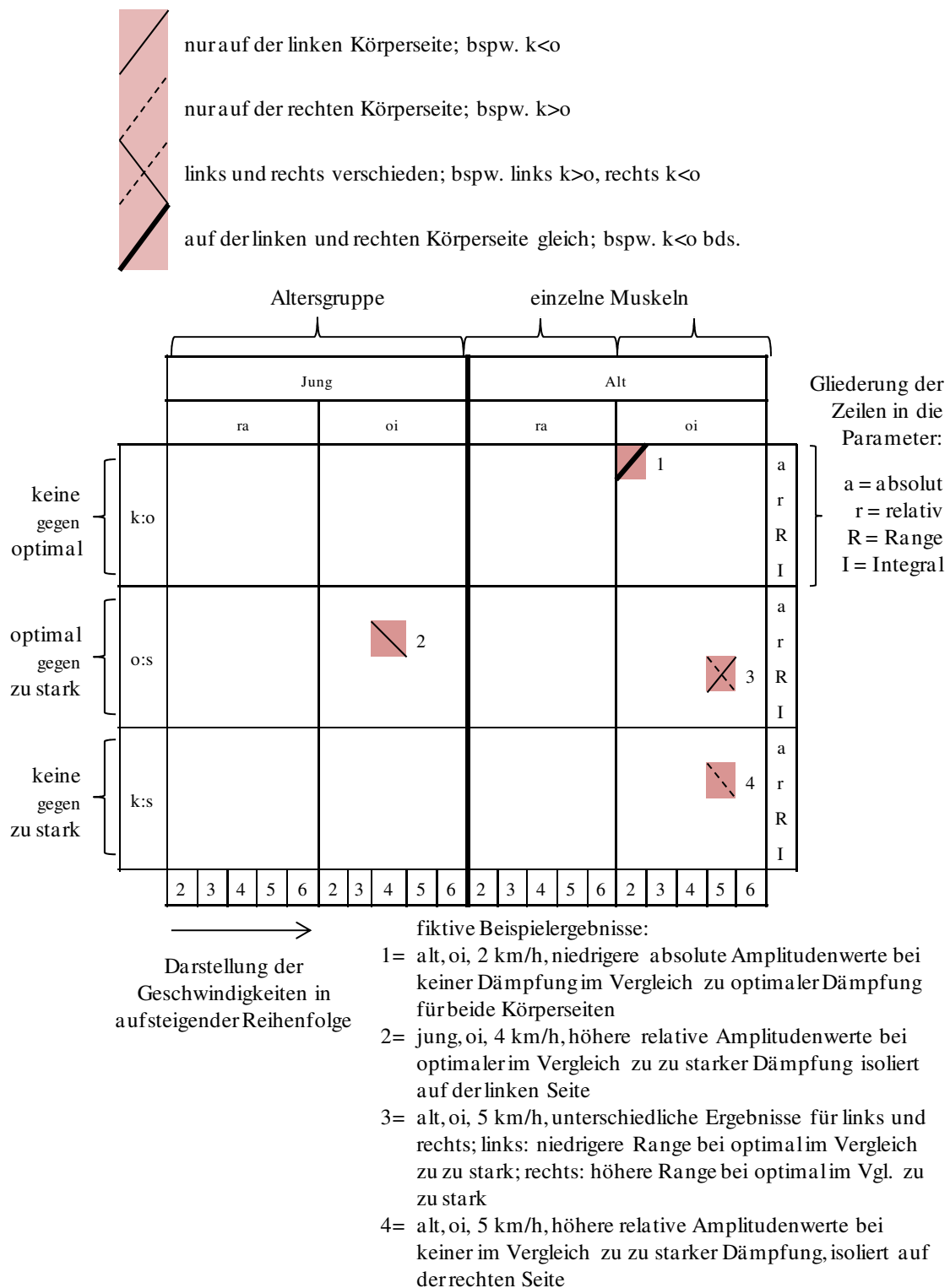


Abbildung 5.36 - Legende für die folgenden Abbildungen

In ebendieser Form erfolgt nun die Darstellung der Ergebnisse für die einzelnen Muskelgruppen.

Bauchmuskulatur

		Jung															Alt															
		ra					oi					oe					ra					oi					oe					
k:o																																a r R I
o:s																																a r R I
k:s																																a r R I
		2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	

Abbildung 5.37 - Darstellung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests der Bauchmuskulatur. Beschreibung der Darstellung siehe Abbildung 5.36.

Bei Betrachtung der Bauchmuskulatur wird schnell deutlich, dass die Dämpfungselemente kaum einen signifikanten Einfluss auf die hier betrachteten Parameter haben. In der Gruppe „Jung“ gibt es isoliert eine signifikante Veränderung des Integrals für den oi re bei 4 km/h beim Vergleich keine mit zu stark, wobei das Integral, also der Aufwand, mit stärkerer Dämpfung abnimmt.

In der älteren Gruppe zeigen sich Veränderungen vor allem für den oe li beim Vergleich von keiner mit optimaler Dämpfung. Für die Situationen 2 km/h relativ und Range, und 4 km/h relativ und Integral zeigen sich immer die kleineren Werte bei optimaler Dämpfung. Für den oe re ist bei 4 km/h für die relative Amplitude ein signifikant höherer Wert bei optimaler im Vergleich mit zu starker Dämpfung feststellbar.

Rückenmuskulatur

		Jung															Alt															
		mf					ico					lo					mf					ico					lo					
k:o																																a r R I
o:s																																a r R I
k:s																																a r R I
		2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	

Abbildung 5.38 - Darstellung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests der Rückenmuskulatur.
Beschreibung der Darstellung siehe Abbildung 5.36.

Bei Betrachtung der Rückenmuskulatur wird wieder deutlich, dass in der jungen Gruppe nur sporadisch signifikante Veränderungen nachweisbar waren. Dies gilt für den relativen Amplitudenanteil für den ico re bei 3 km/h, wo eine signifikant höhere Amplitude bei Einlage der zu starken Dämpfung im Vergleich zu keiner Dämpfung feststellbar war. Auch im Vergleich mit der optimalen Dämpfung zeigten sich signifikant höhere Werte für die Dämpfung zu stark bei 5 km/h für die Range.

Für die ältere Gruppe zeigte sich, dass die verschiedenen Dämpfungssituationen vor allem auf das Verhalten des lo einen Einfluss hatten. Auf der linken Körperseite zeigten sich im Vergleich von optimaler und zu starker Dämpfung signifikant höhere Werte bei optimaler Dämpfung für die Parameter absolut (4 km/h) und Integral (4 und 5 km/h). Auf der rechten Körperseite zeigte der Muskel bei 3 km/h eine kleinere relative Schwankungsbreite bei optimaler Dämpfung im Vergleich zu keiner Dämpfung und ebenso bei 4 km/h eine kleinere relative Schwankungsbreite bei optimaler Dämpfung im Vergleich zu zu starker Dämpfung.

Zudem war ein isolierter Einfluss auf die relative Amplitude des ico li bei 6 km/h feststellbar. Hier zeigten sich höhere Werte ohne Dämpfung im Vergleich zu der optimalen Dämpfung.

Hüft- und ischiocrurale Muskulatur

		jung															alt																
		gm					bf					st					gm					bf					st						
k:o																																	
o:s																																	
k:s																																	
		2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6		

Abbildung 5.39 - Darstellung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests der Hüft- und ischiocrurale Muskulatur. Beschreibung der Darstellung siehe Abbildung 5.36.

Bei Betrachtung der Hüft- und ischiocruralen Muskulatur fällt im Vergleich zur Rumpfmuskulatur sofort auf, dass die signifikanten Unterschiede mit Einlage einer anderen Dämpfung vermehrt in der jungen Gruppe auftreten. Es sind vor allem Einflüsse auf den gm und bf feststellbar. Auf der rechten Körperseite zeigt sich für den gm bei mittlerer Geschwindigkeit (4 km/h) eine signifikant höhere absolute Amplitude und ein höheres Integral bei Einlage der optimalen Dämpfung im Vergleich zu keiner Dämpfung. Auch bei 5 km/h zeigt die optimale Dämpfung für die gleichen Parameter einen höheren Wert im Vergleich zu der zu starken Dämpfung. Bei der schnellsten Geschwindigkeit (6 km/h) zeigten sich für den bf hingegen ein höheres Integral und absolute Amplitude bei keiner Dämpfung im Vergleich zur optimalen Dämpfung.

Auf der linken Körperseite lassen sich signifikante Unterschiede nur im Vergleich der beiden extremen Dämpfungssituationen (keine gegen zu stark) nachweisen. So zeigt der gm bei 3 km/h und zu starker Dämpfung einen niedrigeren absoluten Amplitudenwert, jedoch ein höheres Integral. Beim bf li zeigt sich bei gleicher Geschwindigkeit ein höherer relativer Amplitudenwert bei zu starker Dämpfung im Vergleich zu keiner. Für den st zeigt sich isoliert eine kleinere relative Schwankungsbreite bei keiner Dämpfung im Vergleich zu zu starker Dämpfung bei 2 km/h.

Die alte Gruppe zeigt auf jeder Körperseite nur eine signifikante Änderung der relativen Amplitudenwerte bei Änderung der Dämpfungselemente. Auf der linken Seite handelt es

sich um den bf, der bei 6 km/h einen höheren Wert bei optimaler im Vergleich mit zu starker Dämpfung zeigt und auf der rechten Körperseite zeigt der gm auch bei 6 km/h einen kleineren relativen Amplitudenwert bei keiner im Vergleich zu zu starker Dämpfung. Insgesamt zeigen sich für die Hüft- und ischiocrurale Muskulatur vor allem Veränderungen in der jungen Gruppe beim gm und bf, wobei keine einheitliche Tendenz der Unterschiede nachweisbar waren.

Knieextensoren

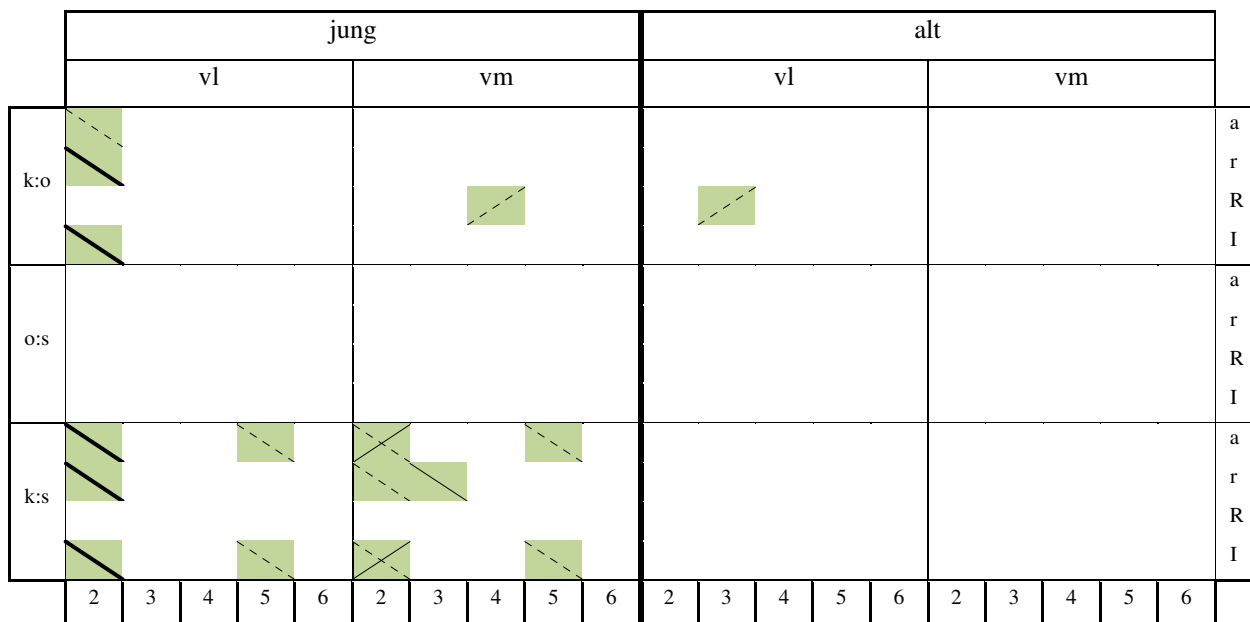


Abbildung 5.40 - Darstellung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests der Knieextensoren. Beschreibung der Darstellung siehe Abbildung 5.36.

Auch bei Betrachtung der Knieextensoren fällt auf, dass die Dämpfungselemente einen deutlich stärkeren Einfluss auf die Muskelaktivität der jüngeren Gruppe haben. Dies gilt vor allem für den Vergleich der beiden extremen Dämpfungselemente.

Beim vl zeigten sich für beide Körperseiten bei 2 km/h ein höherer absoluter und relativer Amplitudenwert und ein höheres Integral bei keiner im Vergleich zu optimaler und zu zu starker Dämpfung. Eine Ausnahme bildet der absolute Wert bei keiner im Vergleich zur optimalen Dämpfung, wo sich lediglich ein Unterschied auf der rechten Seite zeigen ließ. Auch bei 5 km/h lässt sich diese Tendenz lediglich für die rechte Seite nachweisen.

Für den vm zeigt sich auch die Tendenz der Steigerung der Werte von zu starker zu keiner Dämpfung. Eine Ausnahme bildet hier die linke Seite bei 2 km/h, wo entgegen der vorrangigen Tendenz, signifikant niedrigere Werte bei keiner im Vergleich zu zu starker Dämpfung für die Parameter absoluter Amplitudenwert und Integral auftraten.

Zudem zeigt sich ein isolierter signifikanter Anstieg der relativen Schwankungsbreite von keiner zu optimaler Dämpfung bei 4 km/h.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass Veränderungen vermehrt bei der jungen Gruppe zu beobachten waren. Hier gibt es, mit wenigen Ausnahmen, die Tendenz zu höheren Werten bei keiner Dämpfung im Vergleich zu optimaler und zu starker Dämpfung.

Unterschenkelmuskulatur

		jung										alt											
		ta					gc					ta					gc						
k:o																						a r R I	
o:s																						a r R I	
k:s																						a r R I	
		2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6	2	3	4	5	6		

Abbildung 5.41 - Darstellung der Ergebnisse des Wilcoxon-Tests der Unterschenkelmuskulatur.
Beschreibung der Darstellung siehe Abbildung 5.36.

Insgesamt fallen bei der Unterschenkelmuskulatur fast nur isolierte signifikante Einflüsse der Dämpfungselemente auf. Bei den älteren Probanden waren beim ta li signifikant höhere absolute Amplitudenwerte bei optimaler im Vergleich zu zu starker Dämpfung nachweisbar. Bei 4 km /h zeigten sich wiederum höhere absolute Amplitudenwerte bei zu starker im Vergleich zu keiner Dämpfung. Bei den jüngeren Probanden war eine einheitliche Tendenz der höheren Werte bei härterer Dämpfung feststellbar. Bei keiner gegen optimale und optimale gegen zu starke Dämpfung zeigte sich diese Tendenz lediglich für die linke Körperseite, bei Gegenüberstellung der beiden extremen Dämpfungen sogar auf beiden Körperseiten. Für den gc li zeigte sich isoliert bei 6 km/h eine signifikant höhere relative Schwankungsbreite bei keiner im Vergleich zu zu starker Dämpfung.

Zusammenfassung – Einfluss der Dämpfung

Auffällig ist, dass im Rumpfbereich die Änderung der Dämpfung vorrangig einen Einfluss auf die ältere Gruppe hat und im Hüft- und Beinbereich vorrangig auf die jüngere Gruppe. Außerdem zeigte sich die Tendenz, dass mit stärkerer Dämpfung die Werte für die betrachteten Parameter abnehmen. Dies zeigte sich vor allem bei der Rumpfmuskulatur für die ältere Gruppe und bei der Knie- und Unterschenkelmuskulatur für die jüngere Gruppe. Bei der Hüft – und ischiocruralen ist diese Tendenz nicht sicher nachweisbar.

5.2.4 Einfluss der zeitlichen Messposition der Dämpfung

Um einen möglichen Einfluss der zeitlichen Messposition der Dämpfungselemente auf den energetischen Aufwand des Muskels zu bewerten war es notwendig, wie bereits in 4.4.2.2 beschrieben, neue Gruppen zu bilden, die exakt diese Reihenfolge nachbildeten. Die Neubildung der Gruppen hat zur Folge, dass die nun betrachteten Gruppen sehr klein sind (vgl. Tabelle 4.3). Bei gleichbleibender Effektstärke ist die Nachweisfähigkeit für die so entstandenen kleinen Gruppen sehr gering, weshalb an dieser Stelle auf jegliche statistische Darstellung verzichtet wird und ausschließlich eine visuelle Darstellung der Veränderungen erfolgt.

Geschwindigkeitsunabhängige Betrachtung über die Summe aller Muskeln

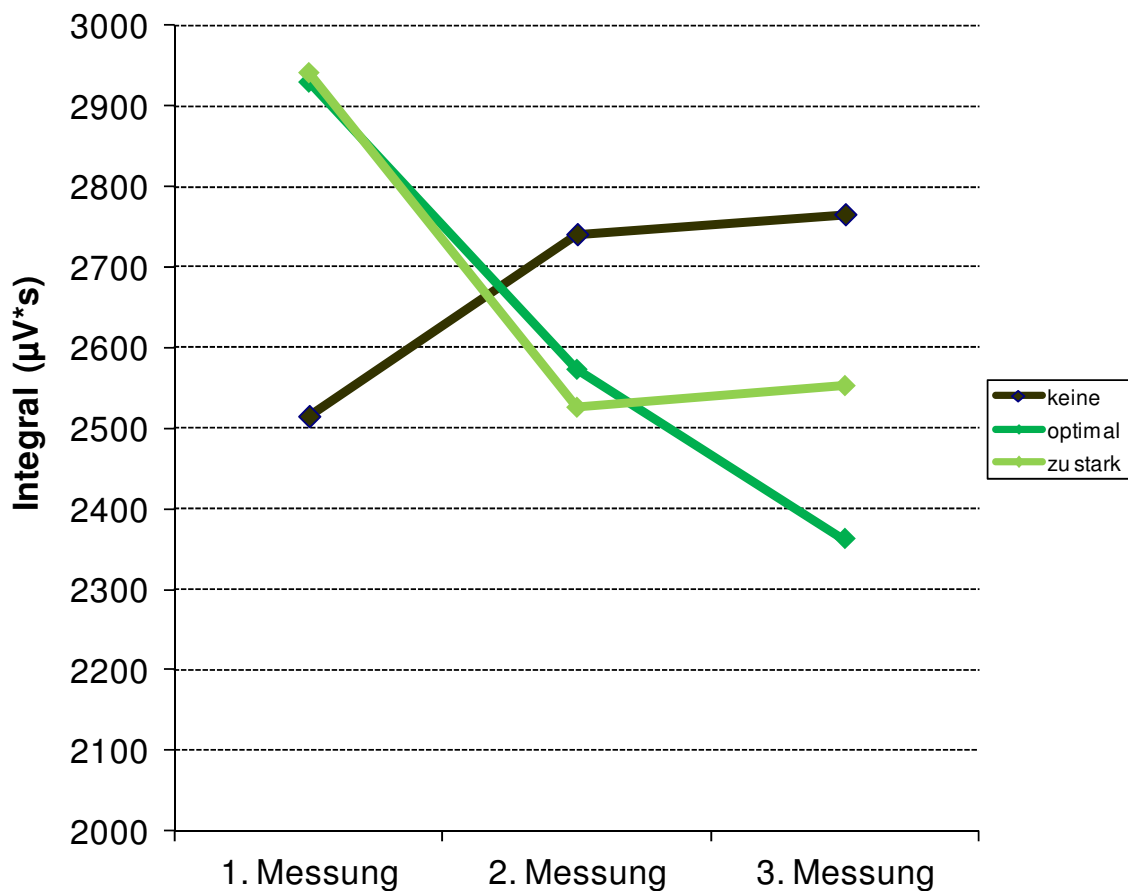


Abbildung 5.42 - Darstellung des geschwindigkeitsunabhängigen Summenintegrals für die jeweilige zeitliche Messposition für die drei verschiedenen Dämpfungselemente. Abszisse = zeitliche Messposition, Ordinate = Integral. Die Dämpfungselemente sind farblich kodiert dargestellt. (veröffentlicht in Hübner et al. (2013))

In Abbildung 5.42 erkennt man den Verlauf des Integrals für ein Dämpfungselement in Abhängigkeit vom Messzeitpunkt. Hier sind für die einzelnen Dämpfungselemente deutliche Unterschiede erkennbar. Ohne Dämpfung steigt das Integral, als Parameter für den energetischen Aufwand des Muskels, im Verlauf der Messung an. Bei Einlage der optimalen Dämpfung wird im Gegensatz dazu sichtbar, dass das Integral zwar initial höher war, anschließend jedoch ein deutlicher Abfall zu verzeichnen ist. Bei zu starker Dämpfung ist über die ersten zwei Messphasen das gleiche Phänomen zu beobachten, zwischen der zweiten und dritten zeitlichen Messposition ist jedoch wieder ein leichter Anstieg zu erkennen.

Geschwindigkeitsabhängige Betrachtung der einzelnen Muskeln

Zunächst soll in Form von Maps, wie bereits im Abschnitt 5.2.1, eine Visualisierung des Einflusses der zeitlichen Messposition und der Geschwindigkeit auf das Integral erfolgen.

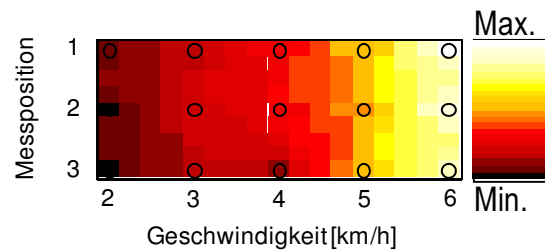


Abbildung 5.43 - Beispielhafte Darstellung einer Map (Ordinate = zeitliche Messposition, Abszisse = Geschwindigkeit; rechts die Minimum-Maximum-Farbkodierung, mit den jeweils absoluten Werten)

Auf der Abszisse ist wieder die Geschwindigkeit dargestellt, auf der Ordinate ist nunmehr die zeitliche Messposition abgebildet. Auch hier wird die Höhe des Parameters durch die Farbe kodiert. Je höher der Wert, desto heller das Feld. Die absoluten minimalen und maximalen Werte stehen dann jeweils rechts über oder unter der Legende. Die Übergänge zwischen den Geschwindigkeiten und zeitlichen Messpositionen sind interpoliert dargestellt. In dieser Abbildung wird im Folgenden der Einfluss der zeitlichen Messposition und der Geschwindigkeit auf das Integral für alle Muskeln beider Körperseiten mit den drei verschiedenen Dämpfungselementen sichtbar gemacht.

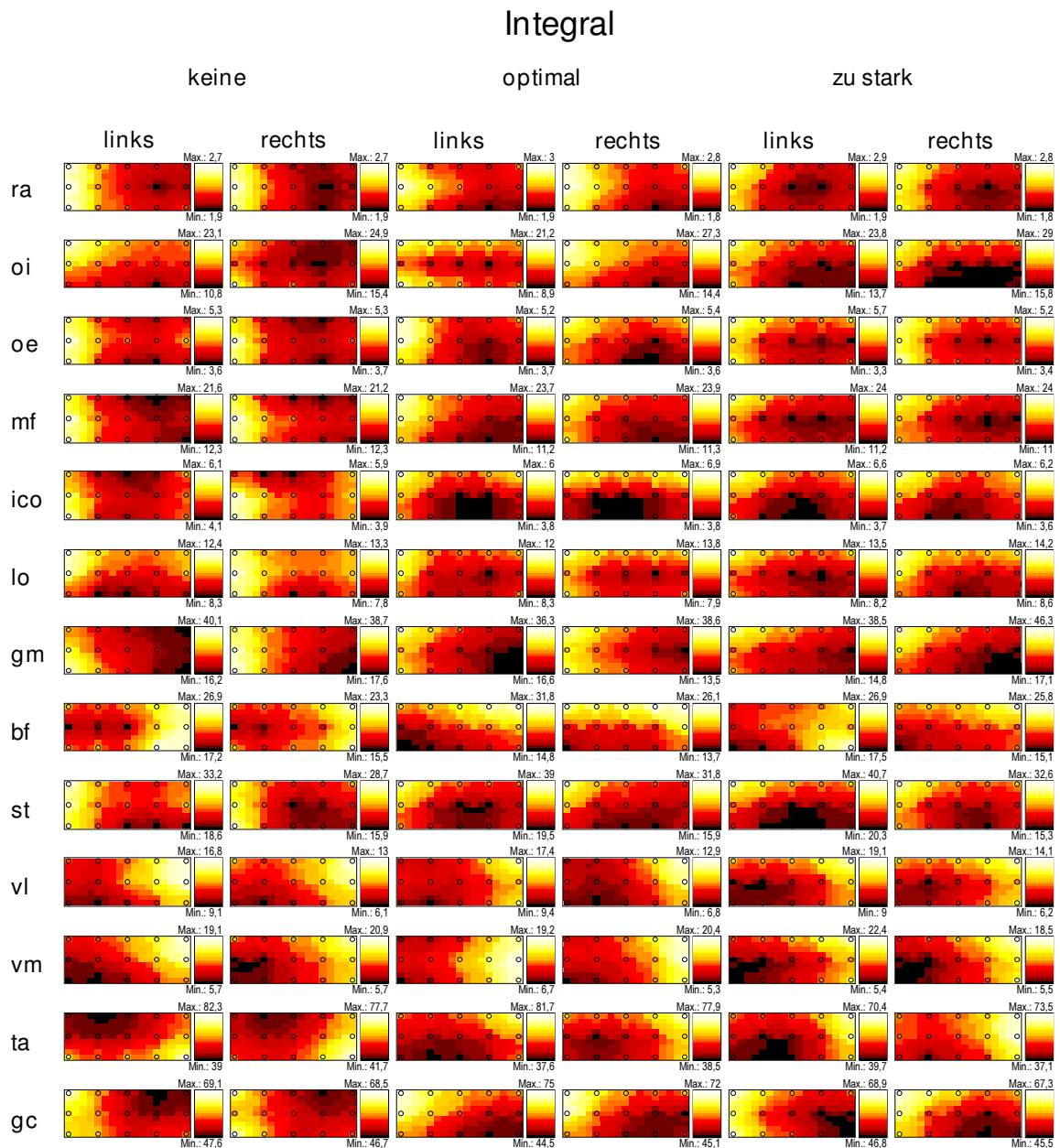


Abbildung 5.44 - Darstellung des geschwindigkeitsabhängigen Einflusses der zeitlichen Messposition auf das Integral als Parameter des Aufwands. Die Muskeln sind in Zeilen, die einzelnen Dämpfungselemente in Spalten angeordnet (keine, optimal, zu stark). Für jede Dämpfung sind beide Körperseiten dargestellt. Die genauere Beschreibung der einzelnen Felder ist in Abbildung 5.43 zu finden. (veröffentlicht in Hübner et al. (2013))

Bei Betrachtung der Maps fällt, wie bereits bei Abbildung 5.13 beschrieben, eine deutliche Geschwindigkeitsabhängigkeit auf. Die verschiedenen Muskelgruppen haben bei verschiedenen Geschwindigkeiten ihr Ökonomieoptimum.

Zudem wird hier nun aber auch der Einfluss der Tragedauer erkenntlich. Bei fehlender Dämpfung erkennt man bei einigen Muskeln die Tendenz einer Zunahme des Integrals im

Verlauf der Messung. Dies gilt vor allem für den mf, ico und ta re. Für den lo gewinnt man den Eindruck eines Absinkens des Integrals im Verlauf der Messung.

Bei Einlage des optimalen Dämpfungselementes geht die Tendenz eher in die andere Richtung. Im Laufe der Messung fällt das Integral, wie bereits in der geschwindigkeitsunabhängigen Betrachtung beschrieben. Vor allem bei der Rumpfmuskulatur erkennt man eine Ökonomisierung der Muskelarbeit im zeitlichen Verlauf der Messung.

Bei Einlage der zu starken Dämpfung ist das Bild eher gemischt. Wie bereits in Abbildung 5.42 beschrieben, fällt das Integral zunächst auch ab, bildet dann jedoch ein Plateau. In den Maps ist dieses Phänomen gut nachvollziehbar. Bei vielen Muskeln erkennt man einen Abfall des Wertes von der ersten zur zweiten Messung. Anschließend steigt oder fällt der Wert, je nach Muskel, wieder.

Zusammenfassung – Einfluss der zeitlichen Messposition der Dämpfung

Zusammenfassend lässt sich sowohl geschwindigkeitsunabhängig, als auch –abhängig die Tendenz eines Effektes im Laufe der Messung erkennen. Ohne Dämpfung steigt der muskuläre Aufwand mit steigender Messposition. Bei der Einlage der optimalen Dämpfung hingegen ist tendenziell eine Ökonomisierung bei längerer Tragedauer zu beobachten. Bei zu starker Dämpfung kommt es initial auch zu einem Abfall des Integrals, mit steigender Messposition ist dieser Effekt jedoch nicht konstant zu beobachten.

6 Diskussion

Es erfolgt zuerst eine Zusammenfassung der wichtigsten Ergebnisse. Anschließend werden die in der Einleitung postulierten Hypothesen entsprechend diskutiert.

Vorab ist jedoch ein Hinweis zur differenzierten Betrachtung der einzelnen Parameter sinnvoll:

- absolute Amplitudenwerte, relativer Amplitudenanteil, Integral

Bei diesen Parametern wäre eine Abnahme der Werte erstrebenswert. Dies bedeutet eine niedrigere Aktivierung der Muskulatur, was auf Dauer ein längeres Durchhaltevermögen der Muskulatur, also verminderte Ermüdungserscheinungen mit unter anderem später einsetzenden Schäden der von den Muskeln geschützten Gelenke bedeuten würde.

Im Folgenden ist mit positiv bewerteter Veränderung dieser Werte also ein relativer Abfall gemeint.

- Range

Bei der Range hingegen sind eher höhere Werte erstrebenswert, da diese für einen stärker ausgeprägten Wechsel zwischen Anspannung und Entspannung des jeweiligen Muskels sprechen. Bei zu niedriger Phasizität kann es infolge wenig veränderlicher intramuskulärer Drücke zu einer Minderdurchblutung der Muskulatur kommen. Das Resultat ist ein Mangel an Nährstoffen und Sauerstoff. Muskelermüdung und –schmerz können resultieren und es kann wiederum zu Schäden an Skelett und Gelenken kommen.

Im Folgenden ist mit positiv bewerteter Veränderung der Range also ein Anstieg des Wertes gemeint.

6.1 Allgemeine Ergebnisse

Die Ergebnisse der hier durchgeführten Untersuchung, sollen Hinweise auf einen möglichen Effekt einer Fersendämpfung im Arbeitsschutzschuh geben. Ein präventiver Ansatz bei der Auswahl und dem Aufbau der Arbeitsschuhe ist sinnvoll: Jeder Arbeitnehmer kann für seine individuelle Fußform einen passenden Schuh wählen. In Abhängigkeit vom Gewicht kann zusätzlich für jeden die ideale Dämpfung eingesetzt werden. Dieser präventive Ansatz Bedarf keinerlei Verhaltensumstellung der Arbeitnehmer, was eine gute Voraussetzung für eine konsequente Umsetzung einer

Präventionsmaßnahme ist. Arbeitnehmer wechseln lediglich ihren Arbeitsschuh zu einem Modell mit einer integrierten Dämpfung und erzielen im idealen Fall eine Schonung der Muskulatur und damit eine Schonung des gesamten muskuloskelettalen Systems. Es könnte infolge dessen zu weniger Gelenk- und Rückenbeschwerden kommen. Die Arbeitnehmer sind gesünder, haben weniger Fehltage - es käme zu einer Senkung der direkten und indirekten Gesundheitskosten.

Es stellt sich die Frage, ob die hier genutzten Arbeitsschutzschuhe mit der integrierten, individuellen Fersendämpfung diesen Effekt leisten können?

Der erwünschte positive Effekt der Dämpfungselemente wäre eine Verringerung der Amplitudenhöhe beim Gehen. Diese spräche für eine verminderte Muskelaktivierung, also eine verminderte muskuläre Beanspruchung. Da es sich beim Gehen aber bereits um einen sehr ökonomischen Prozess handelt, muss jedoch klar sein, dass zu große Veränderungen durch die Fersendämpfung, beispielsweise im Koordinationsmuster, eventuell nicht nur positive Folgen nach sich ziehen würden.

Die Ergebnisse zeigen zwar wenig statistisch nachweisbare Unterschiede der muskulären Aktivität durch die Dämpfung, es ist jedoch eine positive Tendenz nachzuweisen. Bei Anwendung der optimalen Dämpfung kommt es bei einigen Muskeln zu einer Abnahme der Amplitudenhöhe und des Integrals. Obwohl der Unterschied häufig marginal ist, könnte es sich um durchaus physiologisch relevante Unterschiede handeln. Die kurze Dauer der Untersuchung lässt offen, inwiefern sich der Effekt bei längerer Tragedauer weiter verändert hätte. Zudem muss beachtet werden, dass sich dieser innerhalb von 30 Schritten auftretende Effekt über einen Arbeitszyklus aufsummiert. Bei einer durchschnittlichen Anzahl von 10.000 Schritten pro Tag (Tudor-Locke et al. 2011), gerechnet auf ein ganzes Arbeitsleben, können bereits kleine positive Effekte eine relevante Entlastung der Muskulatur bedeuten.

Die vorliegenden Ergebnisse liefern eine weitere wichtige Erkenntnis: es gibt Unterschiede in der Reaktion auf die Fersendämpfung bei den beiden untersuchten Altersgruppen: die jüngeren Probanden neigten zu den niedrigsten Werte bei Einlage der für sie optimalen Dämpfung, die älteren Probanden hingegen neigten zur Optimierung der muskulären Aktivierung bei Einlage der zu starken Dämpfung. Bei Bestätigung dieser Tendenz in Folgestudien wäre eine Auswahl der Fersendämpfungselemente nicht nur nach Gewicht, sondern auch entsprechend des Alters ratsam.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Effekt der veränderten Fersendämpfung gering ist. Die Relevanz ist jedoch nicht zu unterschätzen, da hier nur ein minimaler zeitlicher Ausschnitt eines möglichen Arbeitslebens betrachtet wurde. Da in dieser Studie erstmalig der Effekt der Fersendämpfung auf die muskuläre Aktivierung mit Hilfe des OEMGs getestet wurde, sind Folgestudien nötig, um bei optimiertem Studiendesign die nachgewiesenen Tendenzen erneut zu prüfen. Erst dann lässt sich eine sichere Bewertung bezüglich des möglichen präventiven Effektes der Rückfußdämpfung auf Muskel-Skelett-Erkrankungen, insbesondere den Rückenschmerz, treffen.

6.2 Diskussion der Hypothesen

6.2.1 Die Dämpfungselemente haben keinen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung im Stand

Wie in Abschnitt 5.1.2 dargestellt, hat die Fersendämpfung erwartungsgemäß keinen systematischen Effekt auf die muskuläre Aktivität im Stand. Die integrierte Fersendämpfung dient vorrangig der Dämpfung des Fersenaufsatzes beim Gehen, weshalb somit auch kein einheitlicher Effekt im Stand zu erwarten war.

Isolierte signifikante Veränderungen ließen sich durch die Veränderung der Stabilität im Schuh erklären. Bei einer deutlichen Instabilität durch den Schuh kommt es zur höheren Aktivierung der Beinmuskulatur im Stand (Nigg et al. 2006). Dieser Effekt konnte für die zu starke Dämpfung im Arbeitsschutzschuh lediglich für den Knieextensor vl in beiden Altersgruppen gezeigt werden. Für alle anderen Muskeln zeigten sich nur marginale Unterschiede oder, bei signifikanter Veränderung, wurde die Aktivierung mit stärkerer Dämpfung niedriger. Dieses Ergebnis spricht dafür, dass die Fersendämpfung im hier genutzten Arbeitsschutzschuh die Stabilität im Stand nur marginal und wenn, vornehmlich positiv, beeinflusst.

Aufgrund einer ohnehin hohen muskulären Belastung der betroffenen Personengruppe (Arbeitnehmer im Arbeitsschutzschuh) mit dem Risiko der Ermüdung und dem daraus resultierenden verminderten Schutz des Skelettsystems und zum Zwecke des Arbeitsschutzes, ist die Gewährleistung der Stabilität unerlässlich.

Die nur punktuell nachgewiesenen statistisch signifikanten Veränderungen der muskulären Aktivierung im Stand bei Einlage der verschiedenen Dämpfungselemente bestätigen die hier aufgestellte Hypothese.

6.2.2 Die Dämpfungselemente haben einen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung beim Gehen

Beim Gehen sollten die Dämpfungselemente einen nachzuweisenden Einfluss auf die Aktivierungscharakteristik haben. Hier kommt nun der Mechanismus der Dämpfung des Fersenaufsatzes mit einer resultierenden Veränderung der Ansteuerung beim nächsten Schritt zum Tragen (vgl. 2.1.5).

Da die Probanden zwischen den einzelnen Messblöcken ruhig standen und lediglich die Dämpfungselemente ausgetauscht wurden ist davon auszugehen, dass die einzige beeinflussende Variable zwischen den Messblöcken eben dieses Dämpfungselement ist. Nachgewiesene Veränderungen in der muskulären Aktivierung sollten also Folge der unterschiedlichen Dämpfung sein. Es ist jedoch darauf hinzuweisen, dass ebenso die Dauer des Tragens einen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung hat. Dieser Zusammenhang ist in Abschnitt 6.2.7 näher erläutert.

zeitunabhängig

Bei der initial durchgeführten ANOVA zeigten sich lediglich isolierte Einflüsse der Dämpfung auf die knieumgebende Muskulatur. Eine ähnliche Ergebnislage ergab die vergleichende Betrachtung der Dämpfungselemente im Wilcoxon-Test.

Wie bereits in 5.2.3 dargestellt, zeigte sich keine einheitliche Tendenz der Veränderung der muskulären Aktivität. Es ist jedoch ein deutlicher Unterschied des Einflusses der Fersendämpfung bei den beiden Gruppen nachweisbar. Bei den älteren Probanden hat eine weichere Fersendämpfung einen positiven Effekt auf die Rumpfmuskulatur. Bei den jüngeren Probanden hingegen wurde eher die Aktivierung der Beinmuskulatur durch Einlage einer weicheren Dämpfung positiv verändert. Dieser letztgenannte Effekt war deutlicher sichtbar als bei der älteren Gruppe und auch über mehrere Gehgeschwindigkeiten und Muskeln hinweg nachweisbar.

Insgesamt ist der nachgewiesene Effekt zwar als gering einzustufen, es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass es sich bei Arbeitsschutzschuhträgern durchschnittlich um Menschen mit besonders viel Gehstrecke pro Tag handelt. Unter diesem Aspekt ist auch ein kleiner Effekt nicht unterzubewerten, da sich dieser über den Verlauf mehrerer Stunden, Tage und Arbeitsjahre aufsummieren könnte. Bei der hier sehr kurzen Tragedauer ist also nicht absehbar, inwiefern sich dieser positive Effekt bei längerer Tragedauer, vielleicht auch bei den älteren Probanden und bei anderen Muskeln, verstärkt hätte.

zeitabhängig

Die verschiedenen Dämpfungselemente hatten nur einen sehr geringen Einfluss auf die Amplitudenverlaufskurven und das Koordinationsmuster der betrachteten Muskeln, weshalb auf eine Ergebnisdarstellung verzichtet wurde.

Im Folgenden sollen trotzdem exemplarisch einige Ergebnisse visualisiert werden. Dazu werden beispielhaft absolute Amplitudenverlaufskurven über den normierten Schritt in sogenannten Polardiagrammen dargestellt. Ein Beispiel einer solchen Netzgrafik ist in Abbildung 6.1 dargestellt.

Ein Schritt entspricht dem Zeitraum von einem ipsilateralen Fersenaufsatz zum nächsten. Der ipsilaterale Fersenaufsatz befindet sich im Polardiagramm bei 12 Uhr des Kreises. Die sich anschließende ipsilaterale Standphase ist im inneren Außenkreis mit einem schwarzen Balken markiert. Der kontralaterale Fersenaufsatz liegt bei 6 Uhr des Kreises und ist dementsprechend mit einem grauen Balken im äußeren Außenkreis markiert. Die für den Gang typische Zweibeinstandphase ist jeweils an den Überlappungsstellen des grauen und schwarzen Balkens erkennbar (hier: Doppelkontakt). Die Schwungphase des jeweiligen Beines ist durch einen weißen Balken auf der jeweiligen Kreisbahn gekennzeichnet, für das ipsilaterale Bein innen, für das kontralaterale Bein außen. Im Kreisinneren befinden sich in diesem Beispiel die absoluten Amplitudenverlaufskurven des gm links der beiden Gruppen bei 4 km/h, ohne Dämpfung. Man erkennt deutlich die Aktivierungsspitze kurz nach dem ipsilateralen Fersenaufsatz während des Doppelkontaktes. Nach ungefähr der Hälfte der ipsilateralen Standphase ebbt die Aktivierung ab und steigt erst zum nächsten ipsilateralen Fersenaufsatz wieder an.

Zudem erkennt man die Unterschiede der beiden Situationen, in diesem Beispiel „Alt“ gegen „Jung“. Diese Abbildungsform eignet sich also einerseits um die Aktivierungscharakteristik eines Muskels über den normierten Schritt darzustellen und andererseits um die eventuell unterschiedliche Charakteristik zweier Situationen miteinander zu vergleichen.

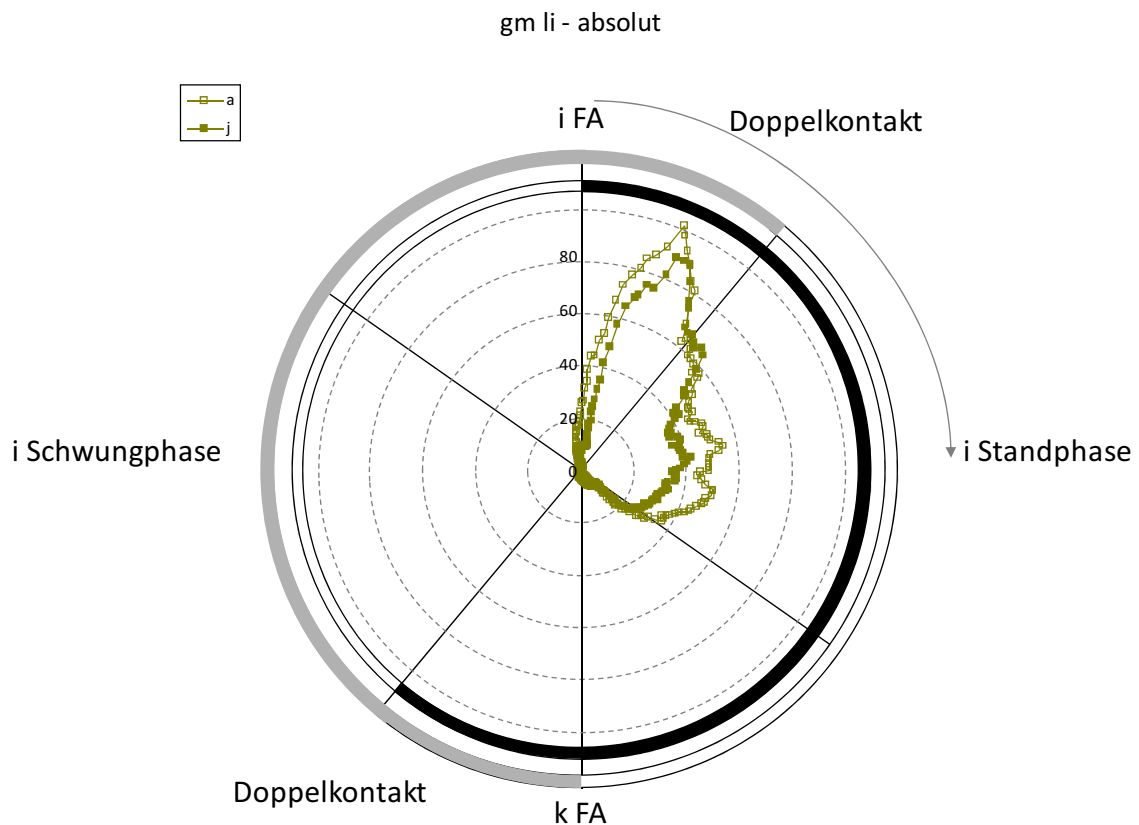
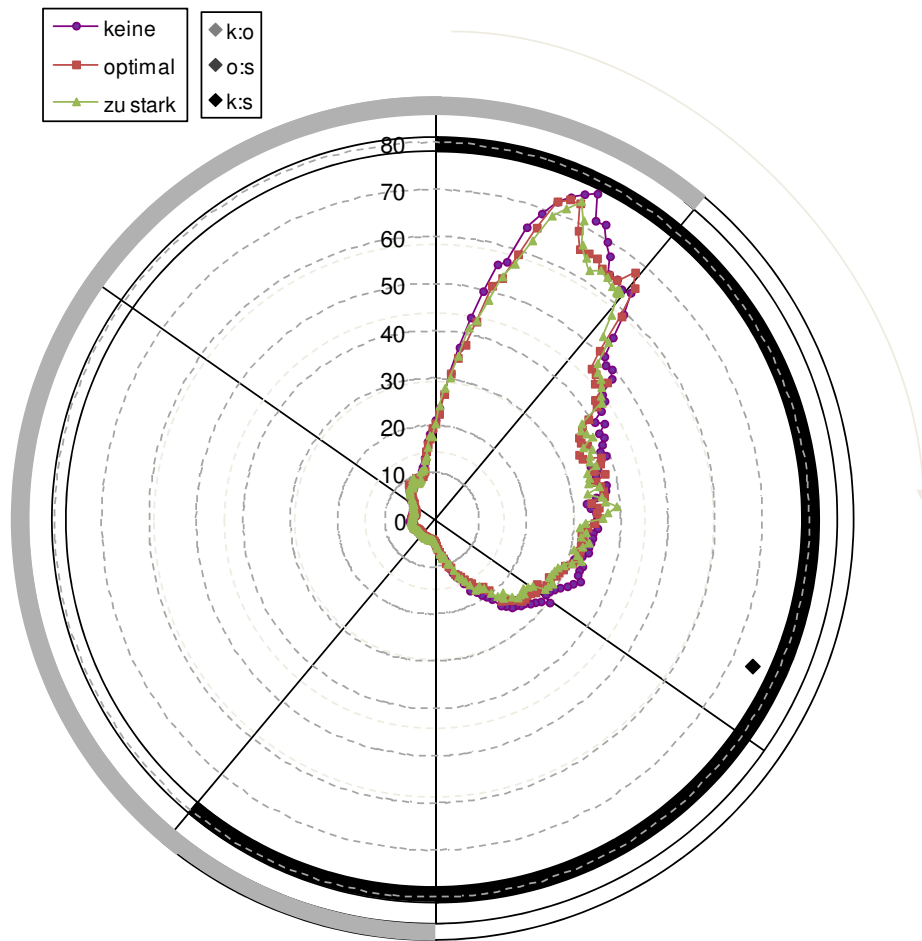


Abbildung 6.1 – Beispielhafte Darstellung der Amplitudenverlaufskurven des gm li der jüngeren (j) und älteren (a) Probanden bei 4 km/h, keine Dämpfung. FA = Fersenaufsatz, i = ipsilateral, k = kontralateral

Auf dem in Abbildung 6.2 dargestellten Polardiagramm ist deutlich der geringe Unterschied der Koordinationsmuster zwischen der Untersuchungssituation ohne und mit den optimalen bzw. zu starken Dämpfungselementen für den vl re dargestellt. Dies spiegelt sich auch im Testergebnis, anhand der Karos sichtbar, wider. Es konnte nur zu einem kurzen Zeitpunkt des Schrittes ein signifikanter Unterschied zwischen den Situationen ohne Dämpfung und zu starker Dämpfung nachgewiesen werden. Diese Ergebnislage ist für beide Gruppen und alle Muskeln ähnlich. Nur punktuelle Unterschiede, die wahrscheinlich keine physiologische Relevanz haben, waren zu finden.



gm li, 3 km/h, jung, absolut

Abbildung 6.2 - Darstellung des Einflusses der Fersendämpfungselemente auf den gm li der jüngeren Probanden bei 3 km/h. Erkennbar sind die absoluten Amplitudenverlaufskurven für den Muskel. Lila = keine Dämpfung, rot = optimale Dämpfung, grün = zu starke Dämpfung. Signifikante Unterschiede im Wilcoxon-Test zu mit Karos markiert: schwarz = keine vs. zu stark, mittelgrau = optimal vs. zu stark, hellgrau = keine vs. optimal.

An dieser Stelle ist jedoch erneut auf die statistische Besonderheit der zeitabhängigen Daten einzugehen. Wie bereits in 4.4.1.2 beschrieben wurden die Zeitverlaufskurven dem Korrekturverfahren der false discovery rate unterzogen (Korn et al. 2004). Dadurch ergab sich für den ersten Test ein Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05/201 = 0,000249$. Wurde dieses nicht erfüllt, folgten keine weiteren Testungen dieser Situation.

Aufgrund der Kombination einer sehr niedrigen Effektstärke und einem niedrigem nachzuweisenden Signifikanzniveau, hätten theoretisch über 800 Probanden getestet werden müssen, um einen möglichen Effekt mit signifikanten Ergebnissen zu untermauern. Eine derartige Gruppenstärke ist selbst für umfangreiche Studien nicht leistbar.

Zusammenfassung

Man kann also zusammenfassen, dass der Einfluss der Fersendämpfung auf die muskuläre Aktivität im Gang deutlich geringer war als erwartet. Bei den zeitunabhängigen Parametern war für einige Situationen ein signifikanter Effekt nachweisbar. Dort zeigte sich die Tendenz, dass die Dämpfung bei den jüngeren Probanden eher die Aktivierung der Beinmuskulatur und bei den älteren Probanden die Aktivierung der Rumpfmuskulatur positiv beeinflusst. Für viele Muskeln zeigt sich die Tendenz der Optimierung bei weicherer Fersendämpfung, auch wenn dies nicht immer statistisch signifikant war.

Bei den zeitabhängigen Daten ließen sich kaum statistisch signifikante Unterschiede nachweisen. Für die Amplitudenverlaufskurven wäre dies ein erstrebenswertes Ergebnis gewesen. Der mangelnde Einfluss auf das intramuskuläre Koordinationsmuster hingegen ist als positiv einzustufen, da starke Veränderungen sicherlich nicht nur positive Folgen hätten.

6.2.3 Der muskuläre Aufwand ist bei optimaler Fersendämpfung minimal und steigt bei zu starker und zu schwacher Dämpfung an

Walther und Mayer behaupten, dass ein „Mehr“ an Dämpfung ebenso problematisch ist wie ein „Zu wenig“ (Walther und Mayer 2008). Demnach ist auch für diese Studie zu erwarten, dass die Probanden höhere Werte bei der Einlage keiner bzw. der zu starken Dämpfung aufweisen. Bei Einlage der optimalen Dämpfung müssten die Werte demnach ihr Optimum erreichen.

Wie bereits diskutiert, waren lediglich wenige signifikante Veränderungen durch die Dämpfungselemente nachweisbar. Nichtsdestotrotz zeigten sich Tendenzen, die anhand der relativen Veränderung des Summenintegrals in Abbildung 6.3 dargestellt werden. Es sind die Abweichungen im muskulären und energetischen Aufwand zwischen optimaler und keiner Dämpfung und zwischen zu starker und keiner Dämpfung dargestellt. Eine Abweichung in den negativen Bereich bedeutet eine Verminderung des Integrals bei Einlage einer Dämpfung im Vergleich zu keiner Dämpfung. Nach Walther und Mayer müsste man für die hellblauen und hellorangen Balken eine Abweichung nach negativ erwarten. Für die dunklen Balken wäre zumindest eine kleinere Abweichung zur Referenz ohne Dämpfung als mit optimaler Dämpfung zu erwarten.

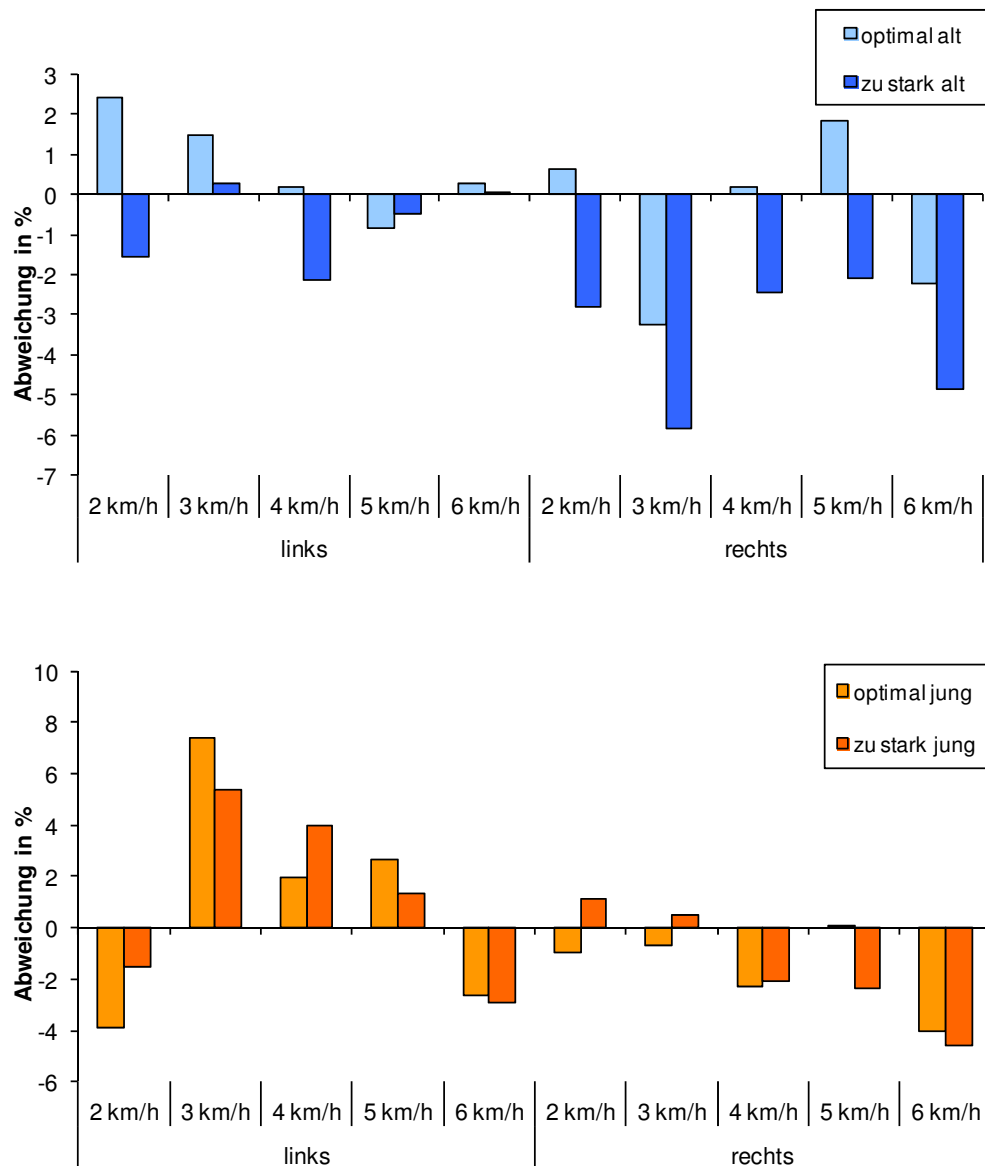


Abbildung 6.3 - Darstellung der relativen Aufwandsveränderung bei Einlage einer optimalen oder zu starken Dämpfung für das Summenintegral aller Muskeln. Dargestellt ist die relative Abweichung zwischen optimaler und keiner Dämpfung (helle Balken) und zu starker und keiner Dämpfung (dunkle Balken). Horizontal sind die beiden Körperseiten und die jeweilige Geschwindigkeiten aufgeführt. Oben: älteren Gruppe in Blautönen, unten: jüngeren Gruppe in Orangetönen.

Es wird sichtbar, dass sich keine einheitliche Tendenz nachweisen lässt. Bei den älteren Probanden weist die stärkere Dämpfung häufig einen noch kleineren Wert für das Integral auf, als die optimale Dämpfung. Bei den Jungen zeigt sich kein einheitliches Bild. In einigen Situationen führt die optimale Dämpfungssituation zum niedrigsten Integral, in Einzelfällen wird diese von der zu starken Dämpfung unterboten. Für die mittleren Geschwindigkeiten auf der linken Seite ist wiederum die Situation ohne Dämpfung am ökonomischsten.

Diese relativen Abweichungen sind über alle Muskeln und beide Altersgruppen sehr uneinheitlich, weshalb die Annahme, dass der muskuläre Aufwand bei optimaler Fersendämpfung am geringsten ist und ohne Dämpfung oder mit zu starker Dämpfung ansteigt, keinesfalls pauschalisierbar ist und die Hypothese daher abgelehnt werden muss.

6.2.4 Bei steigender Geschwindigkeit steigen Amplitudenwerte unabhängig von Dämpfung oder Alter an

Wie in den Maps in Abschnitt 5.2.1 deutlich erkennbar, steigen die absoluten und relativen Amplitudenwerte und die Range unabhängig von Alter oder Dämpfung in allen Muskeln an. Diese Geschwindigkeitsabhängigkeit des OEMG wurde in der Literatur bereits beschrieben (Hof et al. 2002, Anders et al. 2007b) und war somit zu erwarten.

Beim Integral ist der Einfluss der Geschwindigkeit ebenso erkennbar, jedoch nicht einheitlich ausgeprägt. Dies liegt an der Abnahme der Schrittdauer bei steigender Geschwindigkeit. Da sich das Integral proportional zu Schrittdauer und Amplitude verhält, ist der Einfluss der Geschwindigkeit auf das Integral nicht so einheitlich wie bei den anderen Parametern. Auffällig ist hier, dass bei den langsamen und schnellen Geschwindigkeiten, die Tendenz zu höheren Werten als bei den mittleren Geschwindigkeiten zu beobachten ist. Dies bestätigt die Annahme der Existenz einer optimalen Gehgeschwindigkeit. In der Vergangenheit wurde diese zwischen 3,5 und 5,4 km/h beschrieben (Cotes und Meade 1960, Carrier et al. 2011). Auch bei den hier vorliegenden Daten lässt sich der energetisch geringste Aufwand bei mittleren Gehgeschwindigkeiten bei einigen Muskeln und beiden Altersgruppen beobachten, was bei Betrachtung des Integrals gezeigt wird (vgl. Abbildung 5.13).

6.2.5 Der Dämpfungsgrad beeinflusst die geschwindigkeitsabhängigen Unterschiede der Muskelaktivität

Um den Einfluss der Dämpfung auf die geschwindigkeitsabhängigen Unterschiede zu testen, wurden die Amplitudenhöhen zwischen zwei verschiedenen Gehgeschwindigkeiten getestet und diese Differenz für die einzelnen Dämpfungselemente verglichen. Es kam jedoch zu keinen nennenswerten signifikanten Ergebnissen, weshalb auf die Darstellung der Ergebnisse verzichtet wurde.

6.2.5.1 zeitunabhängig

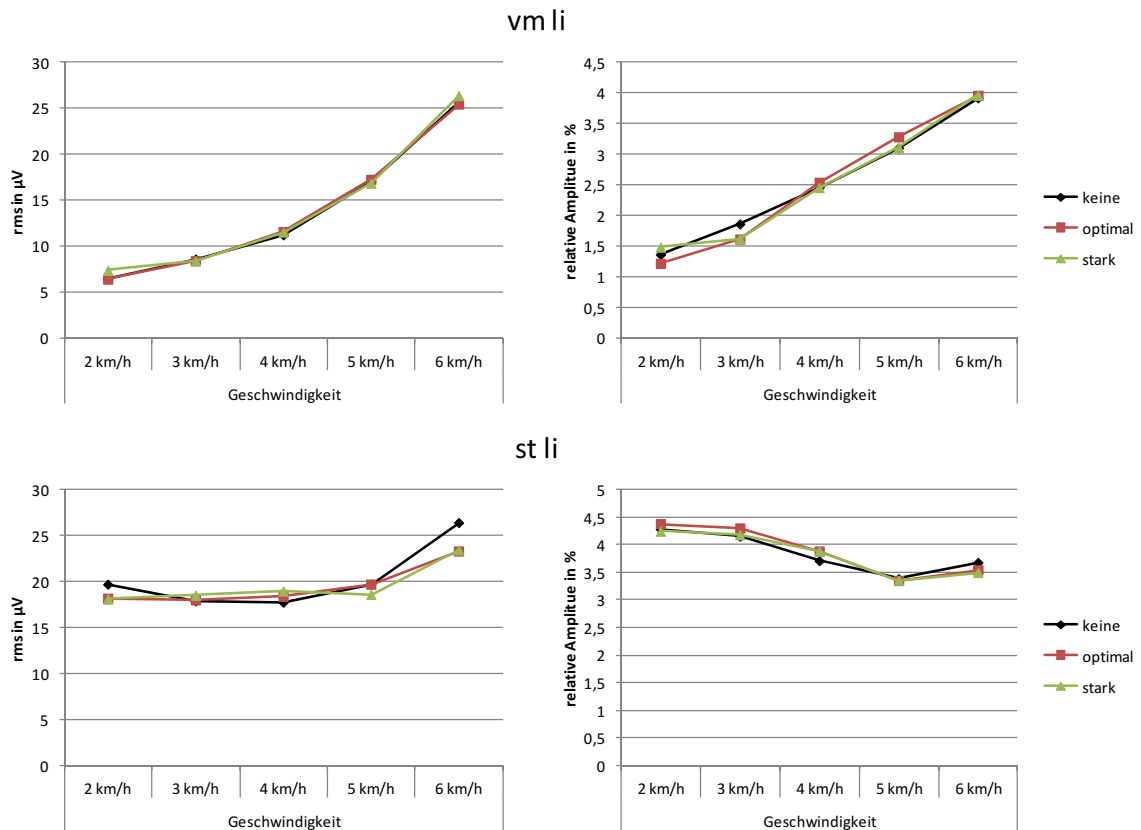


Abbildung 6.4 - Verlauf der absoluten Amplitudenwerte (links) und der relativen Amplitudeanteile (rechts) exemplarisch für zwei Muskeln (vm li oben und st li unten) der jüngeren Probanden. Dargestellt ist der jeweilige Verlauf für die drei Dämpfungselemente über die fünf gemessenen Geschwindigkeiten.

Ähnlich wie in Abbildung 6.4 sehen auch die Verläufe für die anderen Muskeln aus. Bei der hier zugrunde liegenden kurzen Tragedauer und kurzem Gehen mit der jeweiligen Geschwindigkeit hat die optimale Dämpfung keinen signifikant nachweisbaren positiven Einfluss auf die muskuläre Aktivierung. Bei einigen Muskeln ist jedoch eine Tendenz der Aktivierungsminderung bei Einlage der optimalen Dämpfung zu erahnen (vgl. st li Abbildung 6.4), diese lässt sich jedoch nicht statistisch objektivieren.

Auch an dieser Stelle ist erneut darauf hinzuweisen, dass sich diese geringen Effekte im Laufe eines Arbeitslebens aufsummieren. Es ist weiterhin fraglich, welchen Einfluss die Fersendämpfung auf die muskuläre Reaktion hat, wenn beispielsweise von einer sehr schnellen Gehgeschwindigkeit auf eine langsame gewechselt wird. In der hier durchgeführten Studie durchlief jeder Proband ein individuelles Randomisierungsschema,

sodass die Reihenfolge der durchlaufenen Geschwindigkeiten hier keine Berücksichtigung finden kann. Im Arbeitsalltag ist es jedoch realistisch, dass lange Zeit eine langsame Geschwindigkeit oder Arbeit im Stand durchgeführt wird und anschließend ein Wechsel auf eine schnellere Gehgeschwindigkeit erforderlich ist. Es bleibt weiterhin offen, wie ein Muskel am Ende eines Arbeitstages auf die Geschwindigkeitsänderung beim Tragen der optimalen Dämpfung reagiert. Diese Fragen zur Reaktion im Arbeitsalltag wurden in der durchgeführten Studie nicht abgebildet und bedürfen weiterer Untersuchung.

6.2.5.2 zeitabhängig

Ein ähnliches Bild ergibt sich bei Betrachtung der zeitabhängigen Daten. In Abbildung 6.5 sind die geschwindigkeitsabhängigen Veränderungen der Amplitudenverlaufskurven exemplarisch für den gm li der jüngeren Gruppe dargestellt. Hier ist deutlich erkennbar, dass es zwar sehr wohl eine Amplitudenzunahme mit steigender Geschwindigkeit gibt, diese Veränderung jedoch unabhängig von der Dämpfung zu beobachten ist.

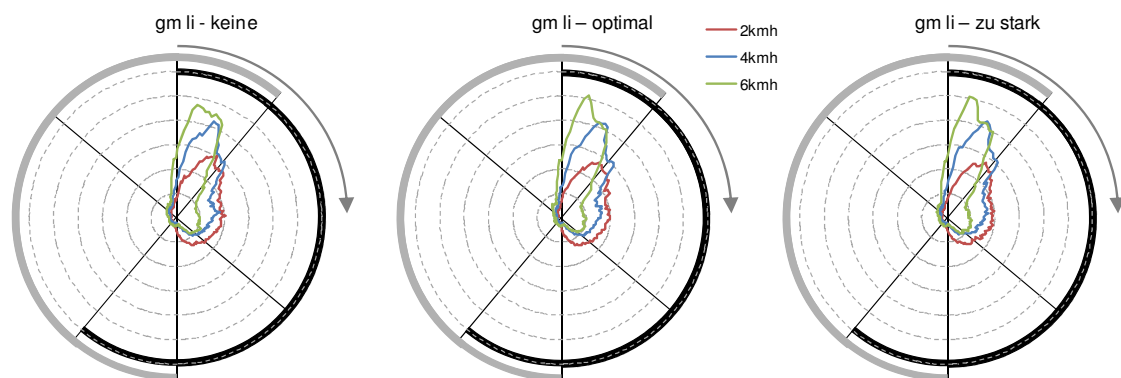


Abbildung 6.5 – Darstellung der Amplitudenverlaufskurven für den gm li der jüngeren Gruppe bei Einlage der drei verschiedenen Dämpfungen (links: keine, Mitte: optimal, rechts: zu stark).

Diese Beobachtung lässt sich, anhand eines anderen Muskels, noch deutlicher in Abbildung 6.6 nachvollziehen: Es gibt einen deutlichen Anstieg der Amplitude bei steigender Geschwindigkeit, die Kurven unterscheiden sich für die einzelnen Geschwindigkeiten jedoch nur minimal.

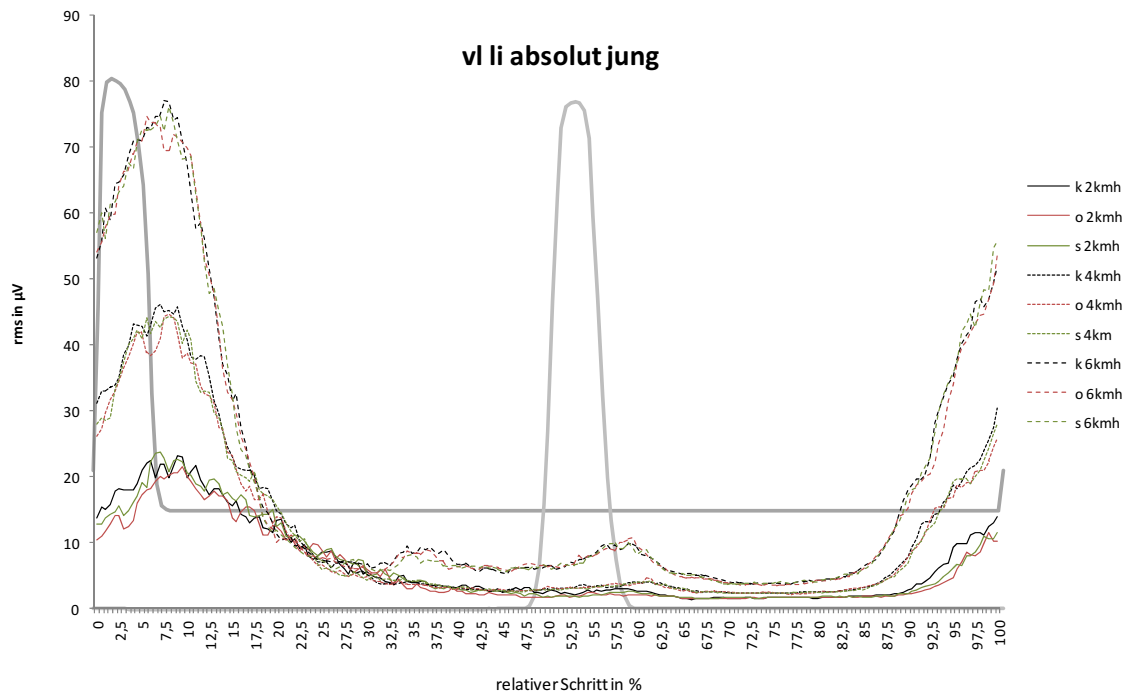


Abbildung 6.6- Darstellung der Amplitudenverlaufskurve für den vl li der jungen Gruppe. Auf der Abszisse ist der Verlauf des Schrittes dargestellt, auf der Ordinate die rms in μV . Darstellung der Geschwindigkeiten 2, 4 und 6 km/h für die jeweils drei verschiedenen Dämpfungselemente. Hintergrund: Fersenaufsatzzeitpunkte für die linke (dunkelgrau) und rechte (hellgrau) Ferse.

Dieser bereits sichtbare geringe Effekt ließ sich auch in der durchgeführten Statistik für beide Gruppen und alle Muskeln bestätigen. Es zeigten sich keinerlei nennenswerte signifikante Unterschiede.

Es lässt sich schlussfolgern, dass der Einfluss der Fersendämpfung auf die geschwindigkeitsabhängige Muskelaktivierung sehr gering ist. Unterschiede in den Amplitudenverlaufskurven und Koordinationsmustern sind kaum nachzuweisen. Die positive Tendenz bei den zeitunabhängigen Parametern, wenn auch nur selten statistisch nachweisbar, ist aber nicht von der Hand zu weisen. Eine Fersendämpfung kann zur Minderung der mittleren Amplituden und des Integrals führen, was für ein ökonomischeres Arbeiten der Muskulatur spricht. Längere Ausdauer und damit besserer Schutz der Gelenke wäre die Folge.

Außerdem ist es fraglich, ob eine sichtbare Veränderung des Amplitudenverlaufs und des Koordinationsmusters während eines Schrittes überhaupt wünschenswert wäre. Es handelt sich um ein gesundes Patientenklientel ohne muskuloskelettale Vorerkrankungen. Bei diesen Probanden ist von einem ökonomischen Koordinationsmuster auszugehen.

Eine Veränderung dessen führt somit nicht zwangsläufig zu einer Optimierung des Ganges. Kleine Veränderungen unter der statistischen Nachweisgrenze bedeuten also in keinem Fall ein Versagen der Fersendämpfung.

6.2.6 Bei den älteren Probanden ist ein höheres Anstrengungsmaß zu erwarten

Aufgrund der altersbedingten körperlichen Veränderungen, kann es mit steigendem Alter zu Veränderung des OEMG-Signals kommen (Freiwald et al. 2007). Die OEMG-Amplitude ist abhängig vom Durchmesser der Muskelfaser und vom Abstand zwischen Muskel und Elektrode (De Luca 1979, Merletti et al. 2002, Farina et al. 2002). Durch das Abnehmen der Muskelmasse, Veränderungen der Faseranteile und einem verminderten Aktivierungslevel kommt es im Alter zu Abwandlungen im OEMG-Signal (Merletti et al. 2002). Des Weiteren findet eine Tiefpassfilterung des OEMG-Signals durch das zwischen Elektrode und Muskel liegende Gewebe statt (Freiwald et al. 2007). Das Unterhautfettgewebe sorgt bei beleibteren Personen für eine Abschwächung des Signals (Farina et al. 2002). Diese Beeinflussung des OEMG-Signals wird durchschnittlich im Alter problematischer, da der BMI und damit das Unterhautfettgewebe im Alter steigt (Glaesmer und Brähler 2002, Kanehisa et al. 2004).

Ein weiterer Aspekt ist die Involution der Rückenmuskulatur im Alter. Durch Alterungsprozesse und verminderte körperliche Aktivität kommt es zu einem Kraftverlust der Rumpfmuskulatur (Sinaki et al. 2001). Im Gegensatz dazu konnten Sinaki et al. zeigen, dass die Kraft in den Kniestreckern bei den beiden hier untersuchten Altersgruppen nahezu gleich ist (Sinaki et al. 2001).

Die Kraft-Leistungsfähigkeit der Beine ist also mitnichten im steigenden Alter eingeschränkt, die der Rumpfmuskulatur hingegen schon. Demnach wäre ein differenziertes Bild für die Rumpf- und Beinmuskulatur zu erwarten.

6.2.6.1 Rumpfmuskulatur

Bei der Rumpfmuskulatur war sowohl im Stand als auch im Gang eine Diskrepanz zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur zu beobachten. Die jüngeren Probanden zeigten immer die höheren absoluten und relativen Amplitudenwerte in der Bauchmuskulatur. Dies gilt für alle signifikanten Situationen im Stand und für nahezu alle signifikant unterschiedlichen Situationen im Gang. Eine exemplarische Darstellung der

Altersabhängigkeit für die Bauchmuskulatur findet sich in Abbildung 6.7. Dieses Ergebnis passt gut zu der Annahme, dass das Unterhautfettgewebe, besonders am Stamm, mit steigendem Alter zunimmt (Glaesmer und Brähler 2002, Kanehisa et al. 2004).

Bezieht man jedoch die Situationen, ohne nachweisbar signifikanten Unterschied zwischen den Altersgruppen, mit ein, fällt vor allem für die absoluten Amplituden und das Integral für den ra und oe auf, dass die älteren Probanden, wenn auch nicht signifikant, höhere Amplituden zeigen. Diese Feststellung schließt das Unterhautfettgewebe als Erklärung für die größtenteils signifikant höheren Amplituden der jüngeren Probanden aus, da man diesen Filter für alle Rumpfmuskeln gleichermaßen annehmen müsste.

In der Rückenmuskulatur ergibt sich ein anderes Bild. Hier weisen die älteren Probanden für die meisten Situationen höhere Amplitudenwerte auf als die jüngeren Probanden. Dies gilt im Stand für absolute und relative Amplitudenwerte, im Gang vorrangig für die absolute Amplitude und das Integral.

Die Diskrepanz ließe sich durch die Verteilung des Stammfettes auf die ventrale Körperseite erklären. Außerdem bestätigt das Ergebnis die Annahme, dass der Muskel aufgrund der abnehmenden Kraft-Leistungsfähigkeit ein höheres Anstrengungsmaß mit daraus resultierenden steigenden Amplituden hat (Sinaki et al. 2001).

Nicht zu missachten ist die unterschiedliche Faserzusammensetzung zwischen Bauch- und Rückenmuskulatur: Während die Rückenmuskulatur weitgehend Typ I-Fasern enthält (Ng et al. 1998), ist für die abdominalen Muskeln von einem höheren Typ II-Faseranteil auszugehen (Johnson et al. 1973, Anders et al. 2008). Die altersbedingte Involution betrifft vor allem die Typ II-Fasern (Brunner et al. 2007, Freiwald et al. 2007). Somit werden aber die beobachteten Unterschiede noch weniger verständlich. Die einzige schlüssige Erklärung liegt in der naturgemäß niedrigen Beanspruchung der Rumpfmuskulatur beim Gehen, diese verschleiert konditionell bedingte Unterschiede, in Kombination mit der bei Männern vorwiegend zu beobachtenden Fetteinlagerung im Bauchbereich mit zunehmendem Alter (Kanehisa et al. 2004).

6.2.6.2 Beinmuskulatur

In der Beinmuskulatur findet man mit wenigen Ausnahmen für die absolute und relative Amplitude und das Integral, die höheren Werte bei den älteren Probanden. Dies gilt sowohl für die Resultate im Stand als auch im Gang. Eine exemplarische Darstellung der Altersabhängigkeit für die Beinmuskulatur findet sich in Abbildung 6.7.

Dieses Ergebnis widerspricht der Annahme, dass die älteren Probanden die gleiche Kraft-Leistungsfähigkeit in den Beinmuskeln aufweisen, wie die Jüngeren (Sinaki et al. 2001). In diesem Fall wäre eher das gleiche Aktivierungsmaß zu erwarten gewesen. Man muss jedoch bedenken, dass Sinaki et al. ausschließlich den Kniestrecker untersucht haben. Ob sich diese Aussage der Kraft-Leistungsfähigkeit auf alle hier untersuchten Beinmuskeln übertragen lässt, ist fraglich.

Ein weiterer Aspekt ist die ausschließliche Krafttestung in der vorliegenden Studie (Sinaki et al. 2001). Es ist unbekannt, welches Anstrengungsmaß der Muskel aufbringen muss, um eben diese Kraft aufzubringen. Denkbar wäre, dass bei den älteren Probanden ein höheres Aktivierungsmaß erforderlich ist, welches sich wiederum in höheren Amplituden äußern würde, zumal die Personen der älteren Gruppe zwar nicht schwerer, aber kleiner waren als die jüngeren.

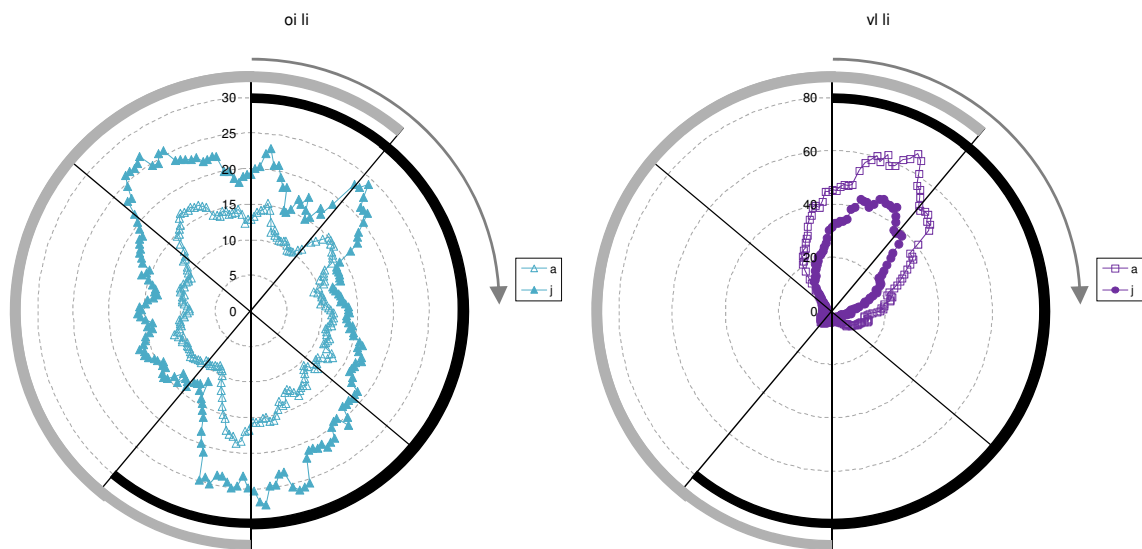


Abbildung 6.7 – exemplarische Darstellung der Altersunterschiede der muskulären Aktivierung für einen Bauchmuskel (oi li) und einen Kniestrecker (vl li) bei keiner Dämpfung und mittlerer Gehgeschwindigkeit von 4 km/h. Dargestellt ist die absolute Amplitudenverlaufskurve für die beiden Muskeln im Laufe eines normierten Schrittes. Links: oi li, rechts: vl li; a = ältere Gruppe (nicht ausgefüllt), j = jüngere Gruppe (ausgefüllt).

Für die Range ließ sich Gegenteiliges beobachten. Hier hatten die jüngeren Probanden nahezu durchgehend größere Werte als die älteren Probanden. Dies bedeutet also eine größere Phasizität in nahezu allen Muskelgruppen und Situationen bei den jüngeren Probanden. Sie verfügen damit über eine potentiell bessere Versorgung der Muskulatur, was im Umkehrschluss zu einer besseren Leistung des Muskels führen kann. Letztendlich kann diese geringere Beanspruchung der entsprechenden Muskeln wieder zu einem besseren und längerfristigen Schutz der Gelenke führen.

Auch im Stand zeigten sich signifikante Unterschiede des Anstrengungsmaßes, was erstaunlich ist, da das EMG bei fehlender bewusster muskulärer Aktivierung im Stand beinah an seine Auflösungsgrenze stößt. Trotzdem sind bereits in dieser Situation Unterschiede in den Altersgruppen sichtbar. Der Altersabstand zwischen den beiden Gruppen ist keinesfalls ausgereizt. Bei der älteren Gruppe handelt es sich größtenteils um Männer im arbeitsfähigen Alter, mit ähnlichen Alltagsaktivitäten wie die jüngeren Probanden. Sehr große Unterschiede waren, besonders bei diesem geringen Anstrengungsmaß im Stand, nicht zu erwarten.

Da trotzdem deutliche Unterschiede erkennbar sind, ist es wichtig, in künftigen Studien die Probanden weiterhin in jeweilige Altersgruppen zu kategorisieren, um die Ergebnislage nicht zu verfälschen.

6.2.6.3 Altersabhängige Reaktion auf die Dämpfung

Interessant ist die unterschiedliche Reaktion auf die Fersendämpfung zwischen den beiden Altersgruppen. Während die jüngere Gruppe bei der optimalen Dämpfung den geringsten Energieaufwand zeigte, war dieser bei der älteren Gruppe bei Einlage der stärkeren Dämpfung zu finden.

In Abbildung 6.8 ist der Aufwand pro Schritt aller Muskeln für alle Geschwindigkeiten und beide Altersgruppen am Beispiel des Integrals dargestellt. Es erfolgt die Gegenüberstellung der drei Dämpfungen: keine – optimal – zu stark. Man erkennt deutlich den absoluten Unterschied zwischen den beiden Gruppen: Die Älteren haben höhere Werte als die Jüngeren. In der Abbildung ist zudem der U-förmige Verlauf des Aufwands über die Geschwindigkeiten erkennbar. Wie bereits in 6.2.4 beschrieben, sind mittlere Gehgeschwindigkeiten in beiden Altersgruppen am ökonomischsten.

Zudem ist eine weitere interessante Tendenz sichtbar. Die jüngeren Probanden neigen zu niedrigsten Werten bei optimaler Dämpfung, die älteren Probanden hingegen bei zu starker Dämpfung.

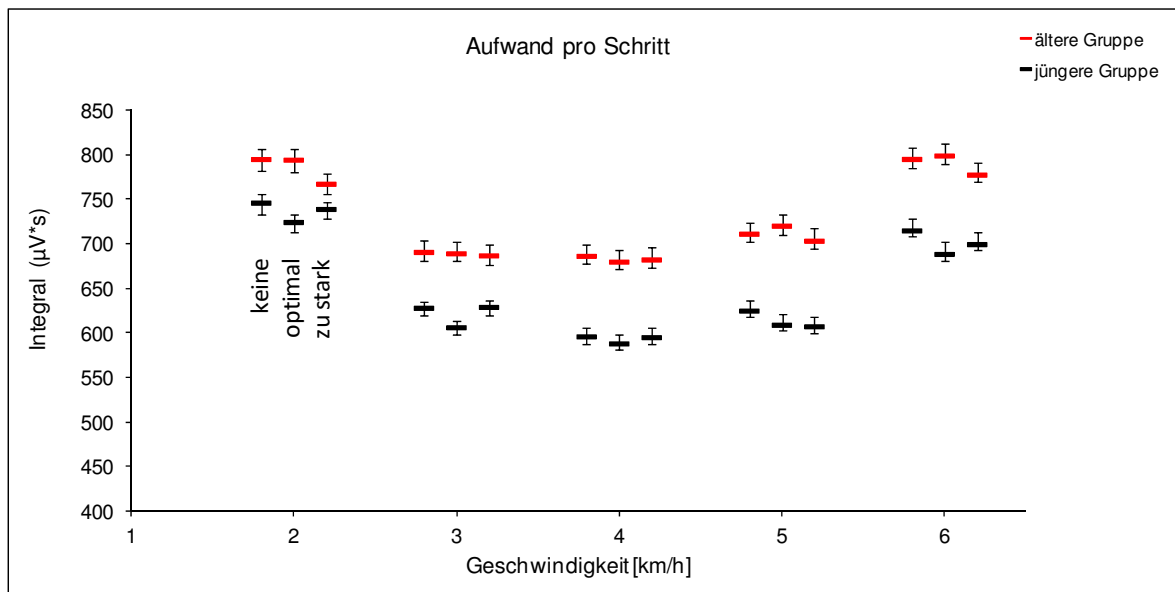


Abbildung 6.8 - Gesamtaufwand aller erfassten Muskeln pro Schritt für alle Dämpfungsgrade und Geschwindigkeiten. Die Darstellung der älteren Gruppe erfolgt mit roten Balken, die der jüngeren mit schwarzen Balken. Die Standardabweichung ist als Streubalken erkennbar.

Diese Überlegungen sollten dazu anhalten, die Altersabhängigkeit der muskulären Aktivierung in präventive Konzepte einzubeziehen und altersgruppenspezifische Empfehlungen zu geben. In Bezug auf die Fersendämpfung könnte dies beispielsweise bedeuten, dass man die ideale Dämpfung neben dem Gewicht auch vom Alter abhängig macht, um optimale Bedingungen für die muskuläre Aktivierung während eines Arbeitslebens zu schaffen.

6.2.7 Die Untersuchungsdauer hat keinen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung

Im Verlauf der Untersuchung gab es lediglich einen sich verändernden Parameter: die Fersendämpfung. Alle weiteren äußeren Umstände waren konstant. Es erfolgte keine Neubefestigung der Elektroden, der Proband blieb während des Wechsels auf dem Laufband stehen, erhielt den gleichen Schuh mit dem gewechselten Fersendämpfungselement, was für den Probanden kaum einen spürbaren Unterschied machte. Aufgrund dessen war davon auszugehen, dass der Effekt der Dämpfung unabhängig von der zeitlichen Messposition im Versuchsaufbau ist.

Die Ergebnisse dieser Fragestellung bewiesen Gegenteiliges (vgl. 5.2.4). Im Verlauf der Messung zeigte sich ohne Dämpfung ein Anstieg des muskulären Aufwandes im unteren Rücken (mf und ico), in der Hüfte (gm) und im Unterschenkel (ta und gc). Bei Betrachtung der optimalen Dämpfung zeigte sich ein gegenteiliger Effekt: der muskuläre Aufwand verringerte sich in nahezu allen untersuchten Muskeln im Verlauf der Messung. Auch bei der zu starken Dämpfung zeigte sich ein initialer Abfall der Werte. Zwischen der zweiten und dritten Messposition war jedoch eine Diskrepanz zwischen optimaler und zu starker Dämpfung sichtbar. Während die Werte bei optimaler Dämpfung weiterhin abfielen, stiegen sie bei zu starker Dämpfung wieder etwas an.

Diese Ergebnislage lässt verschiedene Interpretationen zu:

1. Es ist prinzipiell davon auszugehen, dass eine längere Tragedauer nötig ist, um den realen Effekt der Fersendämpfung sicher zu beurteilen.
2. Der Wiederanstieg der Werte bei der zu starken Dämpfung kann erstes Zeichen für einen Sättigungseffekt sein.
3. Es könnte sich beim Wiederanstieg der Werte jedoch auch um einen erhöhten Regelaufwand aufgrund der zu starken Dämpfung handeln. Ein weiterer Anstieg der Werte wäre somit nicht ausgeschlossen.
4. Der konstante Abfall der Werte bei optimaler Dämpfung könnte sich bei weiterer Beobachtung fortführen und zu einer noch größeren Aufwandsverminderung führen. Es ist jedoch auch für die optimale Dämpfung bei längerer Tragedauer der Eintritt eines Sättigungseffektes zu erwarten.

Das Studiendesign lässt diesbezüglich keine konkreten Aussagen zu. Einerseits betrug die jeweilige Tragedauer eines Dämpfungselementes nur einige Minuten. Andererseits war zur Beantwortung dieser Fragestellung eine Gruppenneubildung notwendig (vgl. 4.4.2.2). Dies führte teilweise zur Bildung sehr kleiner Gruppen. Außerdem handelt es sich bei diesen Werten nunmehr um unabhängige Stichproben. Interindividuelle Streuungen, die eine problematische Störgröße im OEMG sind, dürfen hier keinesfalls vernachlässigt werden.

Um diese Störgröße der interindividuellen Streuung besser quantifizieren zu können, wurde eine geschwindigkeits- und dämpfungsunabhängige Betrachtung der Mittelwerte zwischen erster und dritter Messposition durchgeführt.

Es konnte gezeigt werden, dass auch dämpfungsunabhängig eine Verringerung des Gesamtaufwandes von rund $-235 \mu\text{V}$ stattfand, was einer Aufwandsminderung von 8 % entspricht. Im Laufe des Versuchs kam es augenscheinlich trotz vorheriger Einlaufphase auf dem Laufband zu einem Habituationseffekt.

Führt man die gleiche Betrachtung der geschwindigkeitsunabhängigen Mittelwerte aber nun dämpfungsabhängig durch, ergibt sich folgendes Ergebnis: bei zu starker Dämpfung kommt es zwischen erster und dritter Messposition zu einem Abfall des Aufwandes von 13 %, bei optimaler Dämpfung sogar um 19 %. Ohne Dämpfung hingegen steigt der Aufwand im Vergleich zum Ausgangswert um 10 % und das trotz des zusätzlich auftretenden Habituationseffektes mit einem Abfall um 8 %. Diese Differenzen sind zur Übersicht in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

Tabelle 6.1- Differenzen der Integrale zwischen erster und letzter zeitlicher Messposition, geschwindigkeitsunabhängig. Veröffentlicht in Hübner et al. (2013)

Differenz zwischen erster und dritter zeitlicher Messposition	absolut in $\mu\text{V/s}$	relativ
dämpfungsunabhängig	- 235	- 8 %
keine Dämpfung	251	10 %
optimale Dämpfung	- 566	- 19 %
zu starke Dämpfung	- 388	- 13 %

Die Ergebnisse geben eine mögliche Tendenz des Effektes der Fersendämpfung an. Die Überprüfung dieses Effektes sollte Inhalt weiterer Studien sein, um die Annahme der weiteren Optimierung bei längerer Tragedauer statistisch zu untermauern.

6.3 Methodische Kritikpunkte

6.3.1 Verwendung eines Laufbandes für die Messung

In der hier durchgeführten Studie mussten die Probanden auf dem Laufband gehen. In der Interpretation der Ergebnisse wird diese Situation nun mit dem alltäglichen Gang in Arbeitsschuttschuhen verglichen. Diese reale Situation findet aber vielmehr auf harten Industriebetonböden statt. So ist es fraglich, ob die hier durchlaufene Situation einer realen Alltagssituation entspricht. White et al. (1998) konnten jedoch zeigen, dass sich die Bodenreaktionskräfte zwischen Boden und Laufband nur geringfügig unterscheiden.

Die vielen Vorteile der Ganganalyse auf dem Laufband wie Kontrollier- und Reproduzierbarkeit der Untersuchungsbedingungen, die dauerhaft konstante Gehgeschwindigkeit, der geringe Platzbedarf und die wiederholbare Dokumentation von Schrittzyklen machen das Laufband zu einem anerkannten ganganalytischen Messinstrument (White et al. 1998). Da die Dämpfung, wie von Walther und Mayer (2008) beschrieben, die Differenz zwischen Natur- und Kunstboden ausgleichen soll, wäre in zukünftigen Studien eine Überprüfung der Ergebnisse mit Verzicht auf die praktischen Vorteile des Laufbandes überlegenswert, um die Rückfußdämpfung in ihrem realen Einsatzgebiet zu testen.

Da das Laufen auf dem Laufband für einige Probanden eine ungewohnte Gehsituation darstellte, wurde jedem Probanden ausreichend Zeit gelassen, um sich auf dem Laufband einzulassen. Erst nach erfolgter Gewöhnung wurde die Messung begonnen, um ein möglichst natürliches Gangbild zu gewährleisten. Wie die Diskussion im vorherigen Abschnitt zeigt, gibt es aber dennoch nicht zu vernachlässigende Habituationseffekte.

6.3.2 Verwendung eines ungewohnten Schuhs

Die Probanden der hier durchgeführten Studie waren größtenteils keine Sicherheitsschuhträger und trugen teilweise sogar zum ersten Mal einen Arbeitsschutzschuh. Da es sich bei dem hier genutzten Modell aber um einen sportlich, bequemen Schuh handelte, äußerten sich die Probanden kaum negativ über die ungewohnte Situation. Nichtsdestotrotz wäre es interessant, die muskuläre Aktivierung im Arbeitsschutzschuh mit Dämpfung im Vergleich zum eigenen, gewohnten Schuhwerk zu messen. Ein weiterer Ansatz wäre, nur Sicherheitsschuhträger in die Studie einzubeziehen und besonders hier den bisher getragenen Schuh mit einem Modell mit Vor- und Rückfußdämpfung zu vergleichen.

Des Weiteren wurde gezeigt, dass es hier zu einem Habituationseffekt auf dem Laufband in dem neuen Schuh kam. Es ist nicht klar, wie lange der Schuh getragen werden muss, um einen Gleichgewichtszustand zu erreichen. Diese Situation ist aber erstrebenswert, um sichere Aussagen über den Vorteil der Fersendämpfung für einen Arbeitnehmer im Arbeitsschutzschuh zu treffen.

6.3.3 Ausblick

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass in Folgestudien einige Aspekte aufgegriffen und verbessert werden sollten, um die hier nachgewiesene Tendenz der Ökonomisierung im Arbeitsschutzschuh mit Rückfußdämpfung statistisch nachweisen zu können. Dazu wäre es empfehlenswert, Probanden zu wählen, die Sicherheitsschuhträger sind und deren eigenes Schuhwerk mit dem Schuh mit Rückfußdämpfung zu vergleichen. Es wäre zudem überlegenswert, die Untersuchung auf Industriebetonboden durchzuführen, um eine realistische Situation abzubilden. Des Weiteren ist es wahrscheinlich nicht ausreichend, die Schuhe nur für einige Minuten zu tragen. Vielmehr wäre es sinnvoll, eine längere Einlaufphase zu gewährleisten, um bei Messung des Effektes bereits einen Gleichgewichtszustand erreicht zu haben.

Käme es unter ebendiesen Umständen zu ähnlichen Effekten wie in der hier durchgeführten Studie, ist von einem ernstzunehmenden positiven Effekt der Fersendämpfung auf die muskuläre Aktivierung auszugehen. Dann wäre es dringend ratsam, die Fersendämpfung als präventives Konzept zum Schutz der Arbeitnehmer in jeglichen Betrieben aufzunehmen.

7 Schlussfolgerungen

Das Ziel dieser Arbeit war der Nachweis eines möglichen positiven Effektes auf die Aktivierungscharakteristik der Rumpf- und Beinmuskulatur durch die Einlage einer gewichtsoptimierten Fersendämpfung in einen Arbeitsschuttschuh. Diese positive Veränderung der Aktivierungscharakteristik könnte dann im Laufe eines Arbeitslebens zur Prävention von Rückenschmerzen beitragen.

Erwartungsgemäß konnte in der durchgeführten Untersuchung ein Einfluss der Geschwindigkeit auf die muskuläre Aktivierung nachgewiesen werden. Die muskuläre Aktivierung steigt mit steigender Geschwindigkeit an. Bezogen auf einen Schritt zeigte sich in beiden Altersgruppen, wie auch in Voruntersuchungen, ein Geschwindigkeitsoptimum bei 3-5 km/h.

Insgesamt gab es bei Betrachtung der verschiedenen Situationen meist einen deutlichen Unterschied zwischen den Altersgruppen. Bis auf die Bauchmuskulatur zeigten sich meist höhere Werte bei den älteren Probanden im Vergleich zu den Jüngeren. Zudem hatten auch die verschiedenen Dämpfungsgrade unterschiedliche Effekte auf die Probanden der jeweiligen Altersgruppe. Bei den Jüngeren zeigte sich die Optimierung der muskulären Aktivierung meist bei Einlage der optimalen Dämpfung, bei den älteren Probanden hingegen bei zu starker Dämpfung. Diese Beobachtung lässt mutmaßen, dass eine Alterskorrektur der jeweiligen optimalen Gewichtsangabe für die Dämpfungselemente vorgenommen werden sollte.

Zwischen den einzelnen Situationen konnten nur wenige signifikante Unterschiede bei Einlage verschiedener Fersendämpfungen nachgewiesen werden. Nichtsdestotrotz wurde ein interessanter, nicht zu vernachlässigender, Effekt auffällig: Die Tragedauer scheint einen Einfluss auf die muskuläre Aktivierung zu haben. Nach längerem Tragen der optimalen Fersendämpfung kommt es zu einer weiteren Ökonomisierung. Beim Gehen ohne Dämpfung hingegen ließ sich eher ein gegenläufiger Effekt beobachten.

Da die Tragedauer in der hier durchgeführten Studie sehr kurz war und keinesfalls einer realistischen Tragesituation eines Arbeitsschuttschuhes entsprach, könnte dieser Effekt in folgenden Studien weiter untersucht werden. Hierbei wäre es von besonderem Interesse, einen möglichen Habituationseffekt festzustellen und die einzelnen Dämpfungssituationen

im Schuh erst nach einer Eingewöhnungsphase miteinander zu vergleichen. Erst so ließe sich eine konkretere und sichere Schlussfolgerung bezüglich eines möglichen präventiven Effektes der Fersendämpfung ziehen.

Die Kürze der Beobachtungsdauer sollte bei zusammenfassender Betrachtung nicht außer Acht gelassen werden. Die Probanden liefen mit jedem der drei für sie ausgewählten Dämpfungselemente nur einige Minuten. Trotzdem zeigten sich geringe Tendenzen der Ökonomisierung, wenn auch selten auf statistisch signifikantem Niveau. Wenn man sich jedoch vor Augen führt, dass am Tag circa 10.000 Schritte (Tudor-Locke et al. 2011) zurückgelegt werden und ein Arbeitsleben einige Jahrzehnte dauert, werden bereits kleine positive Effekt potenziert und können so über Jahre zu einer Schonung des muskuloskelettalen Systems führen.

Letztlich ist die Fersendämpfung im Arbeitsschutzschuh ein besonders leicht umsetzbares präventives Konzept. Häufig müssen Arbeitnehmer Abläufe oder deren Arbeitsumfeld ändern, um gesundheitsschonender zu arbeiten. Einige präventive Konzepte scheitern so häufig an der Umsetzung. Bei den Fersendämpfungselementen im Schuh hingegen ist die Umsetzung für den Arbeitnehmer einfach: Die Schutzschuhe sind ohnehin obligat für viele Arbeitnehmer, sodass hier lediglich der Schuh in einen mit integrierbarer Dämpfung getauscht werden müsste.

Trotzdem der hier nachgewiesene Effekt nur schwach ausgeprägt war, zeigten sich interessante Tendenzen, die in Folgestudien aufgegriffen und weiter untersucht werden sollten. Es ist anzunehmen, dass der Einsatz einer optimalen Fersendämpfung helfen könnte, das muskuloskelettale System, besonders bei körperlich belastender Arbeit auf harten Böden, zu schonen und so im Rückschluss Rückenschmerz vorzubeugen.

8 Literaturverzeichnis

- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2007a. Gender specific activation patterns of trunk muscles during whole body tilt. *Eur J Appl Physiol*, 101 (2):195-205.
- Anders C, Brose G, Hofmann GO, Scholle HC. 2008. Evaluation of the EMG-force relationship of trunk muscles during whole body tilt. *J Biomech*, 41 (2):333-339.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Scholle HC. 2009. Healthy humans use sex-specific co-ordination patterns of trunk muscles during gait. *Eur J Appl Physiol*, 105 (4):585-594.
- Anders C, Scholle HC, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A. 2005. Trunk muscle co-ordination during gait: Relationship between muscle function and acute low back pain. *Pathophysiology*, 12 (4):243-247.
- Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. 2007b. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17 (2):245-252.
- Andersson GB. 1981. Epidemiologic aspects on low-back pain in industry. *Spine*, 6 (1):53-60.
- Anema JR, Cuelenaere B, van der Beek AJ, Knol DL, de Vet HC, van Mechelen W. 2004. The effectiveness of ergonomic interventions on return-to-work after low back pain; a prospective two year cohort study in six countries on low back pain patients sicklisted for 3-4 months. *Occup Environ Med*, 61 (4):289-294.
- AOK Bundesverband. 2008. Die 10/20/50 Erkrankungen mit den längsten Arbeitsunfähigkeitszeiten in Tagen bei AOK-Pflichtmitgliedern ohne Rentner. Gesundheitsberichterstattung des Bundes.
- Basmajian JV, De Luca CJ. 1985. *Muscles Alive*. 5 Aufl. Baltimore, London, Sydney: Williams and Wilkins.
- Bigos SJ, Battie MC, Spengler DM, Fisher LD, Fordyce WE, Hansson TH, Nachemson AL, Wortley MD. 1991. A prospective study of work perceptions and psychosocial factors affecting the report of back injury. *Spine*, 16 (1):1-6.
- Borkan J, Van Tulder M, Reis S, Schoene ML, Croft P, Hermoni D. 2002. Advances in the field of low back pain in primary care: a report from the fourth international forum. *Spine*, 27 (5):E128-132.
- Brunner F, Schmid A, Sheikhzadeh A, Nordin M, Yoon J, Frankel V. 2007. Effects of aging on Type II muscle fibers: a systematic review of the literature. *J Aging Phys Act*, 15 (3):336-348.
- Byrns G, Reeder G, Jin G, Pachis K. 2004. Risk factors for work-related low back pain in registered nurses, and potential obstacles in using mechanical lifting devices. *J Occup Environ Hyg*, 1 (1):11-21.
- Carrier DR, Anders C, Schilling N. 2011. The musculoskeletal system of humans is not tuned to maximize the economy of locomotion. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 108 (46):18631-18636.
- Chiu MC, Wang MJ. 2007. The effect of gait speed and gender on perceived exertion, muscle activity, joint motion of lower extremity, ground reaction force and heart rate during normal walking. *Gait Posture*, 25 (3):385-392.
- Cotes JE, Meade F. 1960. The energy expenditure and mechanical energy demand in walking. *Ergonomics*, 3 (2):97-119.
- Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland TR. 1992. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 7 (1):27-32.
- da Costa BR, Vieira ER. 2010. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med*, 53 (3):285-323.

- De Luca CJ. 1979. Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Trans Biomed Eng*, 26 (6):313-325.
- De Luca CJ. 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*, 13 (2):135-163.
- De Luca CJ, Knaflitz M. 1992. *Surface Electromyography: What's New?* Turin: C.L.U.T.
- Deutsche Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin. 2003. *Kreuzschmerzen: Leitlinie Langfassung*. Stand: September 2003 Aufl. Düsseldorf: Omikron Publ.
- Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung e.V. 2000. *BGR 191 - Benutzung von Fuß- und Beinschutz*. Köln: Heymann.
- Deutsche Rentenversicherung Bund. 2012. *Statistik der Deutschen Rentenversicherung - Rentenzugang 2012* Berlin: Dt. Rentenversicherung Bund, Geschäftsbereich Presse- und Öffentlichkeitsarbeit.
- DeVries HA. 1968. EMG fatigue curves in postural muscles. A possible etiology for idiopathic low back pain. *Am J Phys Med*, 47 (4):175-181.
- Farina D, Cescon C, Merletti R. 2002. Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG. *Biol Cybern*, 86 (6):445-456.
- Freiwald J, Baumgart C, Konrad P. 2007. *Einführung in die Elektromyographie*. Balingen: Spitta.
- Gerr F, Mani L. 2000. Work-related low back pain. *Prim Care*, 27 (4):865-876.
- Gesundheitsberichterstattung des Bundes. 2008. *Krankheitskosten je Einwohner*
- Glaesmer H, Brähler E. 2002. Schätzung der Prävalenz von Übergewicht und Adipositas auf der Grundlage subjektiver Daten zum Body-Mass-Index (BMI). *Das Gesundheitswesen : Sozialmedizin, Gesundheits-System-Forschung, public health, education, öffentlicher Gesundheitsdienst, medizinischer Dienst*, 64 (3):133-138.
- Göbel H. 2001. Epidemiologie und Kosten chronischer Schmerzen. Spezifische und unspezifische Ruckenschmerzen. *Schmerz*, 15 (2):92-98.
- Hansen L, Winkel J, Jorgensen K. 1998. Significance of mat and shoe softness during prolonged work in upright position: based on measurements of low back muscle EMG, foot volume changes, discomfort and ground force reactions. *Applied Ergonomics*, 29 (3):217-224.
- Hartmann B, Ellegast R, Augustin S, Jäger M, Luttmann A, Pfister E, Liebers F, Steinberg U, Schaub K, Kusserow H, Bradl I, Scholle H, Gebhardt H. 2008. *Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V. (DGAUM); S1 Leitlinie: Bewertung körperlicher Belastungen des Rückens durch Lastenhandhabung und Zwangshaltungen im Arbeitsprozess [Guideline]*. Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V.
- Hartvigsen J, Leboeuf-Yde C, Lings S, Corder EH. 2000. Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. *Scand J Public Health*, 28 (3):230-239.
- Hartvigsen J, Kyvik KO, Leboeuf-Yde C, Lings S, Bakketeig L. 2003. Ambiguous relation between physical workload and low back pain: a twin control study. *Occup Environ Med*, 60 (2):109-114.
- Hignett S. 2003. Intervention strategies to reduce musculoskeletal injuries associated with handling patients: a systematic review. *Occup Environ Med*, 60 (9):E6.
- Hodges PW, Richardson CA. 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21 (22):2640-2650.
- Hodges PW, Richardson CA. 1998. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disord*, 11 (1):46-56.

- Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JP. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait Posture*, 16 (1):78-86.
- Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, Ariens GA, van Mechelen W, Bouter LM. 2002. High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. *Occup Environ Med*, 59 (5):323-328.
- Hübner A, Schenk P, Grassme R, Mädge L, Anders C. 2013. Fersendämpfungselemente in Sicherheitsschuhen bewirken eine Ökonomisierung der Muskelaktivität. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 63:324-329.
- Jensen JN, Holtermann A, Clausen T, Mortensen OS, Carneiro IG, Andersen LL. 2012. The greatest risk for low-back pain among newly educated female health care workers; body weight or physical work load? *BMC Musculoskelet Disord*, 13:87.
- Johnson MA, Polgar J, Weightman D, Appleton D. 1973. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J Neurol Sci*, 18 (1):111-129.
- Kanehisa H, Miyatani M, Azuma K, Kuno S, Fukunaga T. 2004. Influences of age and sex on abdominal muscle and subcutaneous fat thickness. *Eur J Appl Physiol*, 91 (5-6):534-537.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil*, 79 (4):412-417.
- Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U. 1998. Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *Am J Phys Med Rehabil*, 77 (1):2-7.
- Kim JY, Stuart-Buttle C, Marras WS. 1994. The effects of mats on back and leg fatigue. *Appl Ergon*, 25 (1):29-34.
- Kleindienst FI, Krabbe B, Walther M, Brüggemann GP. 2006. Gradierung der funktionellen Sportschuhparameter „Dämpfung“ und „Vorfußflexibilität“ am Laufschuh. *Sportverletz Sportschaden*, 20 (01):19-24.
- Koch H, Kerek-Bodden H. 2010. Die 50 häufigsten ICD-10-Schlüsselnummern nach Fachgruppen (Jahr 2009). Zentralinstitut für die kassenärztliche Versorgung in der Bundesrepublik Deutschland.
- Kohlmann T. 2003. Die Chronifizierung von Rückenschmerzen. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 46 (4):327-335.
- Komi PV, Tesch P. 1979. EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 42 (1):41-50.
- Konrad P. 2005. EMG-Fibel – Eine praktische Einführung in die kinesologische Elektromyographie Noraxon INC. USA.
- Kordt M, Krämer K, Nolting H-D. 2012. DAK Gesundheitsreport 2012. Analyse der Arbeitsunfähigkeitsdaten.
- Korn EL, Troendle JF, McShane LM, Simon R. 2004. Controlling the number of false discoveries: application to high-dimensional genomic data. *Journal of Statistical Planning and Inference*, 124 (2):379-398.
- Lethem J, Slade PD, Troup JD, Bentley G. 1983. Outline of a Fear-Avoidance Model of exaggerated pain perception-I. *Behav Res Ther*, 21 (4):401-408.
- Loisel P, Abenhaim L, Durand P, Esdaile JM, Suissa S, Gosselin L, Simard R, Turcotte J, Lemaire J. 1997. A population-based, randomized clinical trial on back pain management. *Spine*, 22 (24):2911-2918.
- Luo G, Houston VL, Mussman M, Garbarini M, Beattie AC, Thongpop C. 2009. Comparison of male and female foot shape. *J Am Podiatr Med Assoc*, 99 (5):383-390.
- Maschinenbau- und Metallberufsgenossenschaft. 2001. Sicherheit und Gesundheitsschutz bei Transport- und Lagerarbeiten. 2001 Aufl. Köln: Heymann.
- Masuhr KF, Neumann M. 2007. Neurologie : 128 Tabellen Stuttgart: Thieme.

- McGill SM. 2001. Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exerc Sport Sci Rev*, 29 (1):26-31.
- McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol*, 13 (4):353-359.
- Merletti R, Farina D, Gazzoni M, Schieronni MP. 2002. Effect of age on muscle functions investigated with surface electromyography. *Muscle Nerve*, 25 (1):65-76.
- Mörl F, Anders C, Graßme R. 2010. An easy and robust method for ECG artifact elimination of SEMG signals Aalborg: Omnipress.
- Morlock MM, Bonin V, Muller G, Schneider E. 1997. Trunk muscle fatigue and associated EMG changes during a dynamic iso-inertial test. *Eur J Appl Physiol*, 76 (1):75-80.
- Neuhauser H, Ellert U, Ziese T. 2005. Chronische Rückenschmerzen in der Allgemeinbevölkerung in Deutschland 2002/2003: Prävalenz und besonders betroffene Bevölkerungsgruppen. *Gesundheitswesen*, 67 (10):685-693.
- Ng JK, Richardson CA, Kippers V, Parnianpour M. 1998. Relationship between muscle fiber composition and functional capacity of back muscles in healthy subjects and patients with back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27 (6):389-402.
- Nigg BM. 2001. The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 11 (1):2-9.
- Nigg BM, Hintzen S, Ferber R. 2006. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21 (1):82-88.
- Noll U. 2011. Möglichkeiten der Prävention von Erkrankungen am Stütz- und Bewegungsapparat durch das Sicherheitsschuhwerk bei Mitarbeitern der Automobilindustrie [Dissertation]: Medizinische Fakultät der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen.
- Perry J, Oster W, Wiedenhöfer B, Berweck S. 2003. Ganganalyse : Norm und Pathologie des Gehens. 1. Aufl. München [u.a.]: Urban & Fischer.
- Pope MH, Hansson TH. 1992. Vibration of the spine and low back pain. *Clin Orthop Relat Res*, (279):49-59.
- Praagman M, Veeger HE, Chadwick EK, Colier WN, van der Helm FC. 2003. Muscle oxygen consumption, determined by NIRS, in relation to external force and EMG. *J Biomech*, 36 (7):905-912.
- Raspe H. 2012. Gesundheitsberichterstattung des Bundes: Rückenschmerzen. Berlin: Robert Koch-Institut.
- Redfern MS, Cham R. 2000. The Influence of Flooring on Standing Comfort and Fatigue. *AIHAJ - American Industrial Hygiene Association*, 61 (5):700-708.
- Rys M, Konz S. 1994. Standing. *Ergonomics*, 37 (4):676-687.
- Saur P, Koch D, Steinmetz U, Straub A, Ensink FB, Kettler D, Hildebrandt J. 1997. Isokinetic strength of lumbar muscles in patients with chronic backache. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 135 (4):315-322.
- Schmidt CO, Raspe H, Pfingsten M, Hasenbring M, Basler HD, Eich W, Kohlmann T. 2007. Back pain in the German adult population: prevalence, severity, and sociodemographic correlates in a multiregional survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32 (18):2005-2011.
- Schmidt RF, Lang F. 2007. Physiologie des Menschen : mit Pathophysiologie Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg.
- Schneider S, Lipinski S, Schiltenswolf M. 2006. Occupations associated with a high risk of self-reported back pain: representative outcomes of a back pain prevalence study in the Federal Republic of Germany. *Eur Spine J*, 15 (6):821-833.
- Schünke M, Schulte E, Schumacher U. 2011. Prometheus - Lernatlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Thieme, Stuttgart.

- Scott G, Menz HB, Newcombe L. 2007. Age-related differences in foot structure and function. *Gait Posture*, 26 (1):68-75.
- Seidler A, Liebers F, Latza U. 2008. Prävention von Low-Back-Pain im beruflichen Kontext. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*, 51 (3):322-333.
- Sinaki M, Nwaogwugwu NC, Phillips BE, Mokri MP. 2001. Effect of gender, age, and anthropometry on axial and appendicular muscle strength. *Am J Phys Med Rehabil*, 80 (5):330-338.
- Statistisches Bundesamt. 2010. Gesundheit - Krankheitskosten 2002, 2004, 2006 und 2008. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt.
- Stefanyshyn DJ, Nigg BM. 2000. Energy Aspects Associated with Sport Shoes. *Sportverletz Sportschaden*, 14 (03):82-89.
- Tudor-Locke C, Craig CL, Brown WJ, Clemes SA, De Cocker K, Giles-Corti B, Hatano Y, Inoue S, Matsudo SM, Mutrie N, Oppert JM, Rowe DA, Schmidt MD, Schofield GM, Spence JC, Teixeira PJ, Tully MA, Blair SN. 2011. How many steps/day are enough? For adults. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 8:79.
- Van Nieuwenhuysse A, Somville PR, Crombez G, Burdorf A, Verbeke G, Johannik K, Van den Bergh O, Masschelein R, Mairiaux P, Moens GF. 2006. The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. *Occup Environ Med*, 63 (1):45-52.
- Verbunt JA, Smeets RJ, Wittink HM. 2010. Cause or effect? Deconditioning and chronic low back pain. *Pain*, 149 (3):428-430.
- Verbunt JA, Seelen HA, Vlaeyen JW, van de Heijden GJ, Heuts PH, Pons K, Knottnerus JA. 2003. Disuse and deconditioning in chronic low back pain: concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *Eur J Pain*, 7 (1):9-21.
- Vlaeyen JW, Linton SJ. 2000. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*, 85 (3):317-332.
- Walther M. 2004. Aktuelle Trends im Sportschuhbau: Ein Literaturüberblick. *Fuß & Sprunggelenk*, 2 (3):167-175.
- Walther M, Grosse V. 2006. Vorfußdämpfung im Sicherheitsschuh - eine prospektive Studie in der Automobilindustrie. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 56:312-321.
- Walther M, Mayer B. 2008. Aktuelle Trends in der Sportschuhentwicklung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59 (1):12-16.
- Walther M, Haage T. 2010. Ein im Vorfuß zu schmaler Arbeitsschuh führt zu einer signifikanten Erhöhung des Drucks unter der Fußsohle. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 60:350-355.
- Weiß C. 2010. Basiswissen medizinische Statistik: mit 14 Tabellen und 6 Übersichten. 5., überarb. Aufl. Aufl. Heidelberg: Springer.
- White SC, Yack HJ, Tucker CA, Lin HY. 1998. Comparison of vertical ground reaction forces during overground and treadmill walking. *Med Sci Sports Exerc*, 30 (10):1537-1542.
- Wieland R. 2010. Barmer GEK Gesundheitsreport 2010 Teil 1; Gesundheitskompetenz in Unternehmen stärken, Gesundheitskultur fördern.
- Yoshitake Y, Ue H, Miyazaki M, Moritani T. 2001. Assessment of lower-back muscle fatigue using electromyography, mechanomyography, and near-infrared spectroscopy. *Eur J Appl Physiol*, 84 (3):174-179.

9 Anhang

Tabelle 9.1 – Ausführliche Darstellung des ermittelten Einflusses bzw. der Interaktionen der Faktoren Körperseite (S), Alter (A), Dämpfung (D), Geschwindigkeit (v) auf die absoluten (oben) und relativen (unten) Parameter in der durchgeführten Varianzanalyse (ANOVA)

absolut															Zwischen-subjekteffekt
Muskel	S	S*A	D	D*A	v	v*A	S*D	S*D*A	S*v	S*v*A	D*v	D*v*A	S*D*v	s*D*v*A	Alter
ra	0,109	0,146	0,227	0,848	<0,001	0,630	0,641	0,722	0,353	0,332	0,301	0,858	0,227	0,562	0,433
oi	0,220	0,575	0,675	0,837	<0,001	0,719	0,751	0,450	0,746	0,421	0,525	0,660	0,933	0,780	0,136
oe	0,200	0,018	0,088	0,731	<0,001	0,141	0,592	0,248	0,926	0,384	0,783	0,902	0,573	0,020	0,128
mf	0,923	0,046	0,228	0,601	<0,001	0,152	0,943	0,595	0,716	0,141	0,300	0,697	0,263	0,909	0,014
ico	0,468	0,056	0,271	0,605	<0,001	0,199	0,033	0,834	0,030	0,415	0,054	0,512	0,752	0,027	0,079
es	0,061	0,728	0,188	0,693	<0,001	0,013	0,676	0,058	0,039	0,776	0,482	0,444	0,663	0,786	0,221
gm	0,028	0,906	0,152	0,513	0,002	0,008	0,479	0,674	0,502	0,201	0,130	0,366	0,109	0,867	0,019
bf	0,055	0,467	0,115	0,098	<0,001	0,190	0,064	0,682	0,066	0,763	0,338	0,946	0,481	0,386	<0,001
st	<0,001	0,528	0,493	0,822	<0,001	0,358	0,930	0,315	0,115	0,195	0,109	0,845	0,305	0,836	<0,001
vl	<0,001	0,465	0,023	0,699	<0,001	0,014	0,205	0,532	0,001	0,082	0,784	0,269	0,638	0,212	<0,001
vm	0,989	0,422	0,043	0,561	<0,001	0,678	0,571	0,712	0,332	0,240	0,819	0,726	0,328	0,645	0,027
ta	0,753	0,382	0,028	0,590	<0,001	0,001	0,935	0,146	0,747	0,791	0,492	0,556	0,692	0,875	0,035
gc	0,303	0,605	0,454	0,831	<0,001	0,443	0,388	0,041	0,846	0,805	0,196	0,246	0,971	0,003	0,912

relativ															Zwischen-subjekteffekt
Muskel	S	S*A	D	D*A	v	v*A	S*D	S*D*A	S*v	S*v*A	D*v	D*v*A	S*D*v	s*D*v*A	Alter
ra	0,130	0,148	0,219	0,484	<0,001	0,487	0,759	0,790	0,666	0,249	0,546	0,613	0,346	0,512	<0,001
oi	0,023	0,974	0,676	0,638	<0,001	0,001	0,505	0,524	0,609	0,648	0,069	0,485	0,754	0,698	<0,001
oe	0,245	0,022	0,061	0,170	0,034	<0,001	0,638	0,507	0,676	0,399	0,717	0,487	0,292	0,011	0,083
mf	0,695	0,033	0,321	0,769	<0,001	0,132	0,934	0,425	0,961	0,084	0,330	0,977	0,277	0,931	0,766
ico	0,392	0,024	0,618	0,489	0,002	0,249	0,046	0,895	0,017	0,389	0,097	0,545	0,974	0,106	0,648
es	0,065	0,642	0,298	0,783	<0,001	0,009	0,927	0,131	0,068	0,317	0,523	0,645	0,908	0,696	0,391
gm	0,009	0,940	0,494	0,209	<0,001	0,037	0,084	0,541	0,025	0,317	0,677	0,170	0,117	0,910	0,498
bf	0,047	0,342	0,891	0,066	<0,001	0,070	0,075	0,536	0,317	0,614	0,340	0,837	0,280	0,404	<0,001
st	<0,001	0,712	0,934	0,945	<0,001	0,298	0,882	0,383	0,186	0,361	0,288	0,728	0,163	0,794	<0,001
vl	<0,001	0,906	0,011	0,867	<0,001	0,975	0,140	0,356	0,063	0,091	0,097	0,032	0,529	0,223	<0,001
vm	0,940	0,355	0,073	0,704	<0,001	0,589	0,805	0,912	0,223	0,295	0,380	0,572	0,179	0,446	0,563
ta	0,404	0,407	0,334	0,217	<0,001	0,001	0,711	0,174	0,641	0,778	0,720	0,947	0,848	0,926	0,765
gc	0,344	0,866	0,349	0,677	<0,001	0,712	0,538	0,226	0,309	0,710	0,620	0,225	0,873	<0,001	0,008

Tabelle 9.2 - Ausführliche Darstellung des ermittelten Einflusses bzw. der Interaktionen der Faktoren Körperseite (S), Alter (A), Dämpfung (D), Geschwindigkeit (v) auf die Range (oben) und das Integral (unten) in der durchgeführten Varianzanalyse (ANOVA)

Range															Zwischen-subjekteffekt
Muskel	S	S*A	D	D*A	v	v*A	S*D	S*D*A	S*v	S*v*A	D*v	D*v*A	S*D*v	s*D*v*A	Alter
ra	0,170	0,514	0,913	0,757	<0,001	0,113	0,819	0,365	0,180	0,091	0,496	0,739	0,266	0,371	0,173
oi	0,375	0,837	0,667	0,732	<0,001	0,266	0,726	1,000	0,819	0,390	0,595	0,705	0,406	0,931	<0,001
oe	0,388	0,519	0,537	0,175	<0,001	0,195	0,312	0,257	0,048	0,716	0,024	0,705	0,160	0,735	0,028
mf	0,106	0,093	0,173	0,662	<0,001	<0,001	0,938	0,465	0,158	0,045	0,595	0,584	0,950	0,719	<0,001
ico	<0,001	0,008	0,391	0,698	<0,001	0,005	0,355	0,126	<0,001	0,065	0,791	0,380	0,915	0,061	0,081
es	0,203	0,004	0,446	0,367	<0,001	<0,001	0,289	0,057	0,005	0,203	0,484	0,544	0,919	0,581	0,013
gm	0,123	0,999	0,185	0,554	<0,001	<0,001	0,865	0,838	0,090	0,182	0,594	0,691	0,525	0,415	<0,001
bf	0,281	0,628	0,440	0,797	<0,001	0,063	0,787	0,852	0,109	0,042	0,741	0,504	0,728	0,954	0,051
st	<0,001	0,537	0,389	0,475	<0,001	0,097	0,255	0,504	0,142	0,552	0,320	0,815	0,062	0,756	0,015
vl	0,014	0,318	0,195	0,225	<0,001	0,030	0,856	0,045	0,482	0,435	0,446	0,945	0,340	0,291	0,802
vm	0,628	0,291	0,626	0,920	<0,001	0,006	0,763	0,080	0,029	0,605	0,085	0,256	0,406	0,105	0,990
ta	0,116	0,936	0,333	0,602	<0,001	<0,001	0,300	0,140	0,183	0,176	0,532	0,386	0,578	0,548	<0,001
gc	0,130	0,517	0,584	0,589	<0,001	0,014	0,207	0,057	0,892	0,947	0,137	0,438	0,837	0,019	0,001

Integral															Zwischen-subjekteffekt
Muskel	S	S*A	D	D*A	v	v*A	S*D	S*D*A	S*v	S*v*A	D*v	D*v*A	S*D*v	s*D*v*A	Alter
ra	0,116	0,149	0,421	0,899	<0,001	0,454	0,721	0,713	0,622	0,209	0,387	0,742	0,233	0,585	0,159
oi	0,021	0,621	0,770	0,829	<0,001	0,327	0,847	0,488	0,313	0,742	0,750	0,788	0,933	0,834	0,090
oe	0,188	0,017	0,115	0,614	<0,001	0,176	0,639	0,176	0,445	0,164	0,579	0,934	0,404	0,015	0,282
mf	0,834	0,045	0,299	0,649	<0,001	0,048	0,814	0,661	0,683	0,111	0,647	0,945	0,224	0,951	0,045
ico	0,556	0,053	0,379	0,543	<0,001	0,170	0,036	0,841	0,032	0,724	0,081	0,827	0,808	0,052	0,159
es	0,069	0,714	0,294	0,500	<0,001	0,041	0,670	0,065	0,063	0,622	0,740	0,703	0,701	0,730	0,436
gm	0,025	0,902	0,160	0,599	<0,001	0,112	0,298	0,673	0,043	0,480	0,392	0,431	0,052	0,887	0,044
bf	0,063	0,409	0,179	0,104	<0,001	0,063	0,061	0,648	0,322	0,632	0,308	0,908	0,448	0,435	<0,001
st	<0,001	0,565	0,524	0,806	<0,001	0,210	0,852	0,340	0,123	0,142	0,166	0,522	0,373	0,753	<0,001
vl	<0,001	0,485	0,025	0,515	<0,001	0,378	0,229	0,520	0,043	0,057	0,576	0,118	0,502	0,200	<0,001
vm	0,951	0,451	0,102	0,592	<0,001	0,894	0,387	0,759	0,288	0,205	0,751	0,458	0,284	0,529	0,058
ta	0,659	0,398	0,070	0,039	<0,001	0,017	0,889	0,146	0,520	0,823	0,607	0,409	0,778	0,934	0,086
gc	0,296	0,599	0,566	0,942	<0,001	0,366	0,353	0,095	0,513	0,771	0,276	0,135	0,920	0,003	0,618

Protokoll Schuhe - Steitz

Name: _____ interner Code: ____

geb: _____ U-Datum: _____

Messung mit ToM, AD 2048/s, gain 1000 (Verstärker-Drehschalter MUSS auf I stehen):

Muskel/Kanalbelegung	Lokalisation
Rectus abdominis: li 1 (I1), re 15 (II1)	caudale Elektrode Höhe Nabel, 4cm von Mitte, vertikal
Obliquus internus: li 2 (I2), re 16 (II2)	medial Inguinalfalte, Höhe SIAS, horizontal
Obliquus externus: li 3 (I3), re 17 (II3)	Unterhalb tiefster Punkt Rippenbogen, auf Linie von dort zu kontralateralem Tuberculum pubicum, direkt an Rippenbogen
Multifidus: li 4 (I4), re 18 (II4)	medial der Linie SIPS-L1/L2 Zwischenraum, nach kranial, Beginn:Höhe L5
Er. spin. (iliocostalis) li 5 (I5), re 19 (II5)	1cm medial von Linie SIPS – unterster Punkt unterste Rippe, Höhe L2
Er. spin. (longissimus) li 6 (I6), re 20 (II6)	Höhe L1, auf Muskelbauch, nach cranial
Glutaeus medius: li 7 (I7), re 21 (II7)	Mitte Distanz Beckenkamm – Trochanter major
Biceps femoris: li 8 (I8), re 22 (II8)	Mitte Distanz Gesäßfalte – lat. Epicondylus tibiae, auf Linie
Semitendinosus li 9 (I9), re 23 (II9)	1/2 Distanz Tuber ischiadicum - med. Epicondylus tibiae
Vastus lateralis: li 10 (I10), re 24 (II10)	2/3 Distanz (distal) SIAS – lat. Patella, auf Linie
Vastus medialis: li 11 (I11), re 25 (II11)	8/10 Distanz SIAS – med. Gelenkspalt, 80° zur Linie
Tibialis ant. : li 12 (I12), re 26 (II12)	2/3 Distanz (distal) Fibulaköpfchen – medialer Malleolus, auf Linie
Gastrocn. med.: li 13 (I13), re 27 (II13)	auf höchster Erhebung des Muskelbauches, auf senkrechter Linie
Drucksensor: li 14 (I14), re 28 (II14)	Mit Pflaster unter Schuhsohle im Fersenbereich kleben
EKG 29 (I15)	

Händigkeit ____ links ____ rechts ____ beidseitig, bevorzugt ____ links ____ rechts

Körpergröße: _____ cm
 Probandenangabe auf 1 cm genau

Körpergewicht: _____ kg _____ % Fett A: ____
 Digitalwaage auf 1 kg genau

Schmerzen am Skelettsystem: _____

sportliche Aktivitäten: _____

Schuhgröße: _____ Weite: _____ (S, NB, XB, XXB)

Optimale Ferseneinlage: _____ (gelb (bis 57kg), grün (bis 79kg), rot (bis 91kg), schwarz (über 91kg))

Foto !

Test

Geschwindigkeiten (2,3,4,5,6 km/h) und Dämpfungsgrade (keine: Dummy, optimale: s.o., zu starke Dämpfung: 1 Stufe unter Optimal) laut Randomisierungsprotokoll!

Messzeit für **Referenz** Aufrecht immer ca. 20 s, auf Laufband

Dämpfungsgrad : _____

Referenz 1: Stehen in Ruhe, Arme normal

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

Dämpfungsgrad : _____

Referenz 2: Stehen in Ruhe, Arme normal

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

Dämpfungsgrad : _____

Referenz 3: Stehen in Ruhe, Arme normal

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

_____ km/h

c _____ . mes

Laufgefühl (Bester zuerst):

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen danken, die während der Entstehung dieser Arbeit mit offenem Ohr, Interesse und konstruktiver Kritik an meiner Seite standen. Der Rat und Beistand, sowohl fachlicher, als auch emotionaler Natur war unabdingbar für die Entstehung dieser Arbeit.

Ich danke Herrn PD Dr. med. Christoph Anders für die Vergabe des Promotionsthemas und die sehr gute wissenschaftliche Betreuung dieser Arbeit. Großer Dank gilt Frau M. Sc. Agnes Hübner für die konstruktive und gute Zusammenarbeit und den häufigen Rat während der gesamten Erhebung und Niederschrift dieser Arbeit. Für die Hilfe bei der Durchführung dieser Studie danke ich außerdem Frau Elke Mey.

Ohne die Unterstützung von Herrn PD Dr. med. Anders, Frau M. Sc. Hübner und Frau Mey, die vielen freiwilligen Probanden und die Bereitstellung der Arbeitsschutzschuhe durch die Firma Steitz Secura wäre es niemals möglich gewesen, die dieser Arbeit zugrundeliegenden Daten zu erheben.

Nicht zuletzt danke ich meiner Familie und meinen Freunden für die fortwährende Unterstützung. Jedes Gespräch, jede Diskussion, jede Kritik und jedes Lob haben mir geholfen diese Arbeit zu vollenden.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller-Universität bekannt ist, ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind, mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr PD Dr. med. Ch. Anders, Frau M. Sc. A. Hübner und Frau E. Mey (Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie; Funktionsbereich Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik), die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 15.07.2015

Linda Kentner, geb. Mädge